كيف يعمل التصوير بالرنين المغناطيسي؟

مقدمة عن فيزياء وعمل التصوير بالرنين المغناطيسي

تأليف

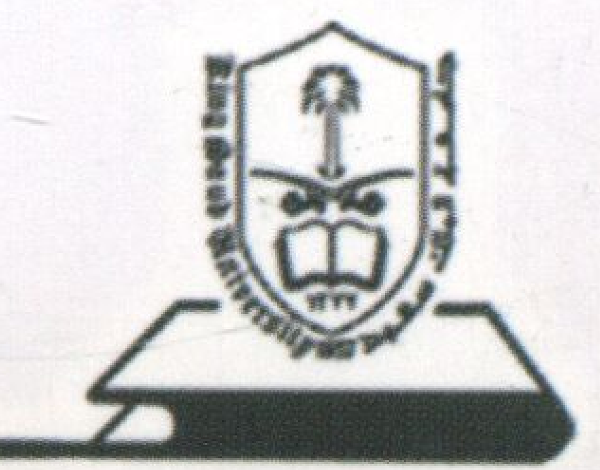
دومينيك واشوبت   فيكتور د. كوخلي   بوريت مارينسك

شارك في الطبعة الثانية

ج.م. فروهيلش   د.كانز   ك.ب. بروسمان

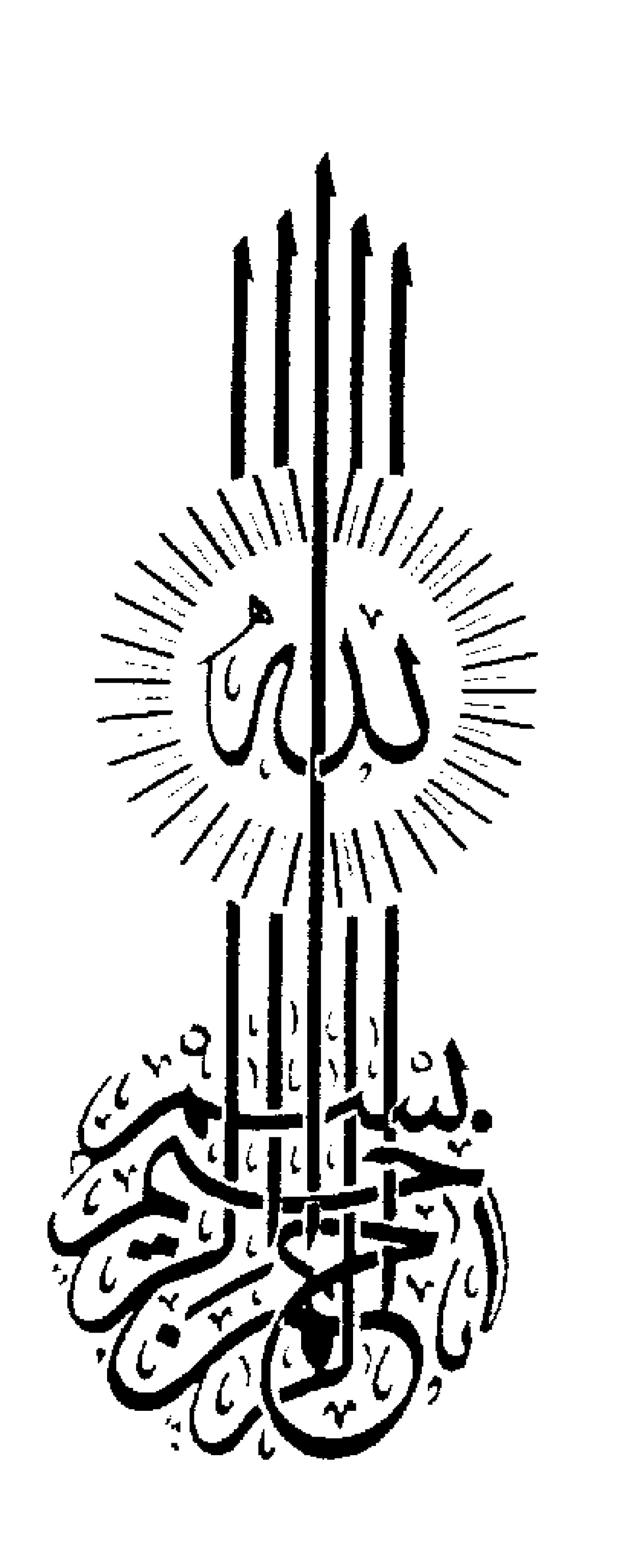
ترجمة

د. حسن فؤاد محمد السيد   د. ناصر محمد عبدالسلام عمر



جامعة الملك سعود

النشر العلمي و المطابع


الله
بسم الله الرحمن الرحيم

كيف يعمل التصوير بالرنين المغناطيسي؟

مقدمة عن فيزياء وعمل التصوير بالرنين المغناطيسي

How Does MRI Work?

An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging

تأليف

دومينيك واشوبت
Dominik Weishaupt

فيكتور د. كوخلي
Victor D. Kochli

بوريت مارينسك
Borut Marincek

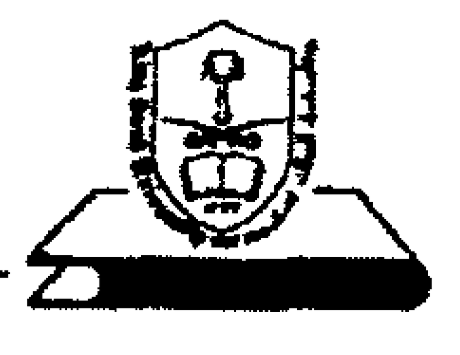
شارك في الطبعة الثانية

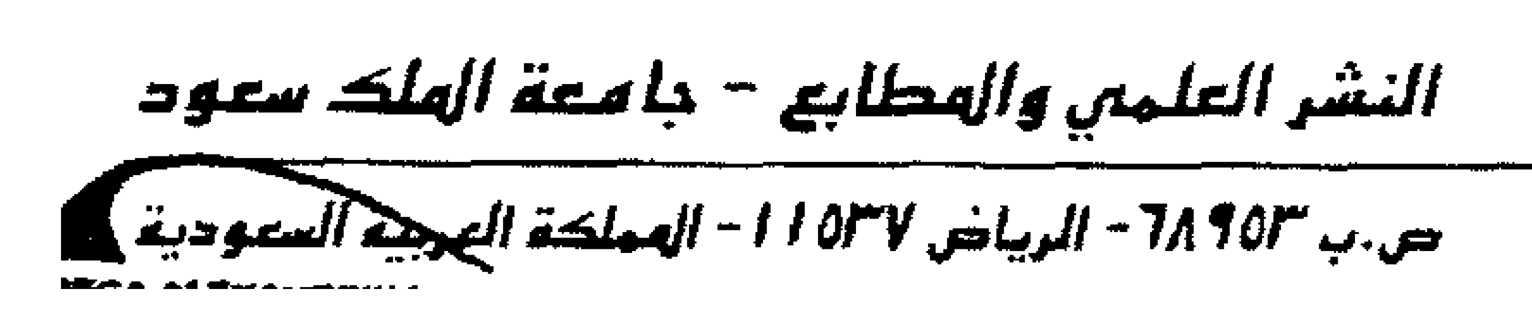
ج.م. فروهيلش، د. كانز، ك.ب. بروسمان
J.M. Froehlich, D.Nanz, K.P. Pruessmann

ترجمـة

الدكتور/ حسن فؤاد محمد السيد
أستاذ الهندسة الحيوية الطبية المشارك - قسم العلوم الطبية التطبيقية
كلية المجتمع في الرياض-جامعة الملك سعود

الدكتور/ ناصر محمد عبدالسلام عمر
قسم العلوم الطبيعية
كلية المجتمع في الرياض-جامعة الملك سعود





النشر العلمي والمطابع - جامعة الملك سعود
ص.ب ٦٨٩٥٣ - الرياض ١١٥٣٧ - المملكة العربية السعودية

ح جامعة الملك سعود، ١٤٣٢هـ (٢٠١١م)

هذه ترجمة عربية مصرح بها من مركز الترجمة للكتاب:

How Does MRI Work?

by: Dominik.Weishaupt, Victor D.Kochli, and Borut Marincek

© Spinger-Verlag Berlin Heidelberg 2003,2006

فهرسة مكتبة الملك فهد الوطنية أثناء النشر

كيف يعمل التصوير بالرنين المغناطيسي؟مقدمة في فيزياء وعمل التصوير بالرنين المغناطيسي./ دومينيك واشوبت ؛ فيكتور كوخلي؛ بوريت مارينسك؛ حسن فؤاد السيد؛ ناصر محمد عمر - الرياض، ١٤٣١هـ

٢٥٤ص ؛ ١٧×٢٤سم

ردمك: ٣-٧٢٤-٥٥-٩٩٦٠-٩٧٨.

١- التصوير بالأشعة ٢- الرنين النووي المغناطيسي- أجهزة ومعدات

أ- كوخلي ؛ فيكتور (مؤلف مشارك) ب- مارينسك ؛ بوريت (مؤلف مشارك)

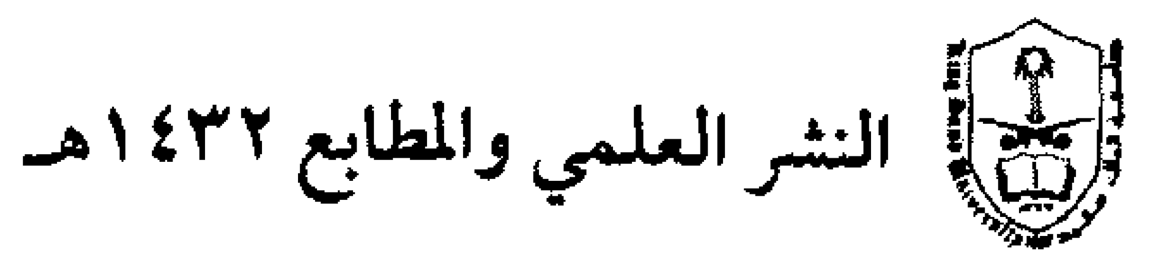
ج- السيد، حسن فؤاد (مترجم) د- عمر، ناصر محمد (مترجم) هـ- العنوان

ديوي ٦١٦,٠٧٥٤٨ ١٤٣١/٩١٦٠

رقم الايداع: ١٤٣١/٩١٦٠

ردمك: ٣-٧٢٤-٥٥-٩٩٦٠-٩٧٨

حكمت هذا الكتاب لجنة متخصصة شكلها المجلس العلمي بالجامعة، وقد وافق المجلس العلمي على نشره، بعد اطلاعه على تقارير المحكمين في اجتماعه الخامس عشر للعام الدراسي ١٤٣٠/ ١٤٣١هـ المعقود بتاريخ ١٣/ ٤/ ١٤٣١هـ الموافق ٢٩/ ٣/ ٢٠١٠م.


النشر العلمي والمطابع ١٤٣٢هـ

مقدمة المترجمين

على الرغم من التطور الملموس في ترجمة العديد من الكتب العلمية إلى اللغة العربية إلا أن مكتبتنا العربية مازالت تفتقر إلى المراجع العلمية في كثير من الموضوعات ولا سيما المتخصص منها. ونظراً للتطور السريع في مجال التصوير بالرنين المغناطيسي، أصبح من الضروري أن يواكب ذلك مزيد من الترجمة والتأليف في هذا المجال.

أن حماسنا لترجمة كتابنا هذا، إنما يرجع في المقام الأول إلى أهميته البالغة ليس للمتخصصين في الرنين المغناطيسي أو فيزيائي الرنين المغناطيسي، ولكنه لطلابنا ولكل المهتمين بتقنية التصوير بالرنين المغناطيسي الذين يتطلعون لمقدمة سهلة لفهم أساسيات التقنية النمطية في بداية تدريبهم على التصوير بالرنين المغناطيسي. يتضمن هذا الكتاب مقدمة عن فيزياء ونظرية عمل التصوير بالرنين المغناطيسي والتي أصبحت من التقنيات الهامة في مجال التشخيص الإكلينيكي. هذا فضلاً عن تناوله- بسهولة وعمق- للمبادئ الأساسية اللازمة لفهم تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي. كما تضمن الكتاب فصلاً عن تصوير الأوعية الدموية والقلب. بالإضافة لذلك، فصلين عن تقنية إخماد الدهون وتصوير الرنين المغناطيسي الإكلينيكي بالمجالات المغناطيسية العالية.

وعلى ذلك، فلا يسعنا إلا أن نتوجه بالدعاء إلى الله العلي القدير بأن نكون قد وفقنا في ترجمة هذا الكتاب على نحو يحقق فيه الإفادة العلمية المرجوة، وأن يكون

إضافة يعتد بها- في مجال التخصص- للمكتبة العربية. ونود في هذا السياق أن نشكر مركز الترجمة بجامعة الملك سعود على إتاحة الفرصة لإجراء هذا العمل وتوفير المناخ المناسب لذلك.

وإذ نقدم هذا العمل المتواضع فإننا في الوقت نفسه نرحب بأي اقتراح موضوعي من شأنه أن يقدم إضافة مفيدة إلى هذا العمل.

والله من وراء القصد وهو الهادي إلى سواء السبيل،

المترجمان

مقدمة المؤلفين

إنه لمن دواعي سعادتنا أن نقدم هذه الطبعة الإنجليزية الكاملة والمنقحة من كتابنا، "كيف يعمل التصوير بالرنين المغناطيسي؟ مقدمة عن فيزياء ووظيفة التصوير بالرنين المغناطيسي" بعد سنتين فقط من نشر الطبعة الإنجليزية الأولى. إننا سعداء خاصة أن الكتاب الدراسي التقديمي الذي عرضناه قد لاقى استحسان عظيم من قبل العالم المتحدث باللغة الإنجليزية وليس فقط في الأقطار المتحدثة بالألمانية. لقد كان هذا النجاح هو الحافز العظيم لنا لكي نحسن ونطور كتابنا. ولهذا السبب، فإننا نقدم الآن الطبعة الثانية. لقد تم مراجعة جميع فصول الكتاب وتطويرها بدقة لكي تحتوي على آخر التطورات في تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي دائمة التغير والتطوير. فصل تصوير القلب والأوعية الدموية، بالذات، تم تطويره وزيادته. إننا نعبر عن شكرنا العظيم للدكتور دانيل دانز مؤلف هذا الفصل. بالإضافة لذلك، تم إضافة فصلين كاملين عن: "تقنية إخماد الدهون Fat Suppression Techniques" و "تصوير الرنين المغناطيسي الإكلينيكي بالمجالات العالية High Field Clinical MR Imaging".

على الرغم من هذه الإضافات، فإن القارئ المستهدف لكتابنا يظل كما هو: إنه ليس كتابا للمتخصصين في الرنين المغناطيسي أو فيزيائي الرنين المغناطيسي، ولكنه لطلابنا، ولمجموعتنا، وتقنيينا، إنه باختصار لكل المهتمين بالتصوير بالرنين المغناطيسي الذين يتطلعون لمقدمة سهلة الفهم للأساسيات التقنية في بداية تدريبهم على التصوير بالرنين المغناطيسي.

إن الطبعة الإنجليزية الثانية المقدمة هنا تظهر بالتوازي مع الطبعة الألمانية الخامسة الكاملة والمنقحة.

إن المؤلفين ليعبرون عن شكرهم العظيم للدعم المقدم من أشخاص عديدين والذين بدون مشاركتهم ما كانت الطبعات الألمانية والإنجليزية من كتابنا لتكون ممكنة. في البداية وقبل كل شيء، فإننا نشكر قراءنا، الذين اشتروا وقرءوا النسخ الأولى من الكتاب وقدموا لنا التعليقات الشفوية والمكتوبة مع المقترحات المهمة للتحسين.

والشكر واجب أيضاً مقدماً لكل من الدكتور كلاس بروسمان و الدكتور جوهانس م فريهلتش لمقدماتهم الممتازة للتصوير المتوازي وسائط التباين المستخدمة في الرنين المغناطيسي.

الشكر الخاص لمترجمتنا، بيتينا هيروينج التي بمعرفتها العالية وعنايتها العظيمة ترجمت كل النص وقدمت نصائحها الغالية في تجهيز الطبعة الجديدة.

في النهاية نود أن نتقدم بالشكر لسبرنجر فيرلاج، وبالذات الدكتور يو هيلمان، و ماكهوج دبليو، ودكتور ال روتنجر، لتعاونهم.

عن المؤلفين

الدكتور الطبيب دومينيك واشوبت

يناير ٢٠٠٦

المحتويات

مقدمة المترجمين .... هـ
مقدمة المؤلفين .... ز
المختصرات .... س
الفصل الأول: الدوران وظاهرة الرنين المغناطيسي النووي ١
المراجع ٧
الفصل الثاني: التراخي ٩
(١ , ٢) التراخي الطولي T1 .... ٩
(٢ , ٢) التراخي المستعرض: T2/T2* ١٠
المراجع ١٣
الفصل الثالث: تباين الصورة ١٥
(١ , ٣) زمن التكرار TR والوزن T1 .... ١٦
(٢ , ٣) زمن الصدى TE والوزن T2 .... ١٨
(٣ , ٣) التشبع عند أزمنة التكرار القصيرة ٢٢
(٤ , ٣) زاوية الانقلاب (زاوية المقدمة) ٢٥
(٥ , ٣) التشبع المسبق ٢٦
(٦ , ٣) نقل المغنطة ٢٧
المراجع ٢٨

الفصل الرابع: اختيار الشريحة والتشفير المكاني ٢٩
(٤ , ١) التشفير المكاني ثلاثي الأبعاد ٣٥
(٤ , ٢) الفضاء-K ٣٦
المراجع ٣٧

الفصل الخامس: العوامل المؤثرة في نسبة الإشارة للضوضاء ٣٩
(٥ , ١) البكسل والفوكسل والمصفوفة ٤٠
(٥ , ٢) سمك الشريحة وعرض المجال للمستقبل ٤١
(٥ , ٣) مجال الرؤية والمصفوفة ٤٤
(٥ , ٤) عدد الإثارات ٤٩
(٥ , ٥) معاملات التصوير ٤٩
(٥ , ٦) شدة المجال المغناطيسي ٥٠
(٥ , ٧) الملفات ٥٠
(٥ , ٧ , ١) ملفات الحجم ٥٠
(٥ , ٧ , ٢) ملفات السطح ٥١
(٥ , ٧ , ٣) ملفات داخل التجويف ٥١
(٥ , ٧ , ٤) ملفات صف الطور ٥١
المراجع ٥٤

الفصل السادس: ماسح الرنين المغناطيسي ٥٥
(٦ , ١) المغناطيس ٥٦
(٦ , ٢) نظام الانحدار ٥٩
(٦ , ٣) نظام الترددات الراديوية ٦٠
(٦ , ٤) نظام الحاسب ٦٠
المراجع ٦١

الفصل السابع: تتابعات النبضات الأساسية ٦٣
(١ , ٧) تتابعات الصدى المغزلي ٦٤
(٢ , ٧) تأثير الدم الأسود ٦٦
(٣ , ٧) التصوير متعدد الشرائح ٦٧
(٤ , ٧) تتابعات استرداد الانعكاس ٦٨
(٥ , ٧) تتابعات استرداد انعكاس T1 القصير STIR ٦٩
(٦ , ٧) تتابعات الاسترداد الانعكاسي للسوائل المضمحلة FLAIR ٧٠
(٧ , ٧) تتابعات انحدار الصدى ٧٠
(٨ , ٧) تتابعات الصدى المتعدد ٧٤
المراجع ٧٦

الفصل الثامن: تتابعات النبضات السريعة ٧٧
(١ , ٨) تتابعات الصدى المغزلي السريعة أو الدوامية ٧٨
(٢ , ٨) تتابعات الصدى المغزلي السريع ذو الطلقة الواحدة ٧٩
(٣ , ٨) تتابعات الاسترداد العكسي السريع أو الدوامي ٨٠
(٤ , ٨) تتابعات انحدار الصدى السريعة ٨١
(٥ , ٨) تتابع تصوير الصدى المستوي ٨١
(٦ , ٨) التتابعات المهجنة ٨٢
(٧ , ٨) تتابع الانحدار وصدى المغزل ٨٣
(٨ , ٨) التتابعات الحلزونية ٨٤
(٩ , ٨) زمن الصدى وتباين T2 في التتابعات السريعة ٨٤
المراجع ٨٥

الفصل التاسع: تقنيات التخلص من إشارة الدهون ٨٧
(١ , ٩) تصوير الإزاحة الكيميائية ٨٧
(٢ , ٩) الاختيار الترددي لتشبع الدهون ٩٠

(٣ , ٩) الاسترداد العكسي لـ T1 القصير ٩١
(٤ , ٩) التشبع المسبق الطيفي مع الاسترداد العكسي ٩٢

الفصل العاشر: التصوير المتوازي ٩٣
(١ , ١٠) خلفية عن الموضوع ٩٣
(٢ , ١٠) أساسيات التصوير المتوازي ٩٣
(٣ , ١٠) متطلبات خاصة ٩٥
(٤ , ١٠) تطبيقات ٩٦
المراجع ٩٧

الفصل الحادي عشر: تصوير القلب والأوعية الدموية ٩٩
(١ , ١١) تصوير الأوعية ١٠٠
(١ , ١ , ١١) تصوير الدم المضيء ١٠٠
(٢ , ١ , ١١) التصوير الأسود للدم ١١٧
(٣ , ١ , ١١) تصوير الرنين المغناطيسي للأوعية بالتحليل الزمني ١٢٠
(٢ , ١١) التصوير الموزون بالرش ١٢١
(٣ , ١١) التصوير الموزون بالانتشار ١٢٤
(٤ , ١١) تأثير التباين المعتمد على مستوى أوكسجين الدم BOLD
في التصوير الوظيفي للمخ ١٢٨
(٥ , ١١) التصوير القلبي ١٣١
(٦ , ١١) التصوير القلبي باستخدام تتابعات SSFP ١٣٤
(٧ , ١١) تصوير ضخ عضلة القلب ١٣٥
(٨ , ١١) تصوير التحسين المتأخر ١٣٧
(٩ , ١١) تحديد الزيادة في تركيز الحديد في عضلة القلب ١٣٨

الفصل الثاني عشر: العوامل المساعدة للتباين في الرنين المغناطيسي ١٣٩
(١ , ١٢) التركيب الكيميائي ١٤٦
(٢ , ١٢) الاسترخائية.. ١٤٨
(٣ , ١٢) الخواص الدوائية.. ١٥٢
(١ , ٣ , ١٢) عوامل التباين خارج الخلية ١٥٣
(٢ , ٣ , ١٢) العوامل المساعدة داخل الأوعية أو بركة الدماء ١٥٧
(٣ , ٣ , ١٢) عوامل التباين الخاصة بالكبد ١٥٩
(٤ , ٣ , ١٢)عوامل النظام الغشائي الشبكي ١٦١
(٥ , ٣ , ١٢) العوامل الخاصة بالعقد الليمفاوية ١٦٢
(٦ , ٣ , ١٢) العوامل الموجهة للورم ١٦٣
(٧ , ٣ , ١٢) عوامل أخرى واعدة لتباين الأنسجة........................ ١٦٤
(٨ , ٣ , ١٢) الغازات فائقة القطبية ١٦٥
(٩ , ٣ , ١٢) عوامل تباين الرنين المغناطيسي التي تؤخذ بالفم ١٦٦
(٤ , ١٢) التطلعات أو وجهة النظر.. ١٦٨
المراجع ١٧٣

الفصل الثالث عشر: تشويش أو زيغ الرنين المغناطيسي ١٧٥
(١ , ١٣) التشويش الناجم عن الحركة والجريان (أو التدفق)
(ظل أو شبح الصورة).. ١٧٥
(٢ , ١٣) التفاف الطور ١٧٨
(٣ , ١٣) الإزاحة الكيميائية.. ١٨٠
(٤ , ١٣) القابلية المغناطيسية ١٨٣
(٥ , ١٣) مشاكل القطع ١٨٤
(٦ , ١٣) الزاوية السحرية.. ١٨٤
(٧ , ١٣) التيارات الدوامية ١٨٥

(٨ , ١٣) مشاكل الحجم الجزئي ١٨٥
(٩ , ١٣) إخماد الدهون غير المتجانس.. ١٨٥
(١٠ , ١٣) مشاكل المنزلق... ١٨٦
(١١ , ١٣) مشاكل الخطوط المتشابكة أو عظمة السمكة ١٨٦
المراجع ١٨٧

الفصل الرابع عشر: تصوير الرنين المغناطيسي الإكلينيكي ذو المجال العالي ١٨٩
(١ , ١٤) تباين الأنسجة ١٩٠
(٢ , ١٤) القابلية المغناطيسية ١٩١
(٣ , ١٤) الإزاحة الكيميائية.. ١٩١
(٤ , ١٤) امتصاص ترددات الراديو ١٩١
الفصل الخامس عشر: التأثيرات البيولوجية والأمان ١٩٣
المراجع ١٩٧

مسرد المصطلحات ١٩٩
ثبت المصطلحات ٢٣٣
أولاً: (عربي-إنجليزي)... ٢٣٣
ثانيا: (إنجليزي-عربي) ٢٤٣
كشاف الموضوعات ٢٥٣

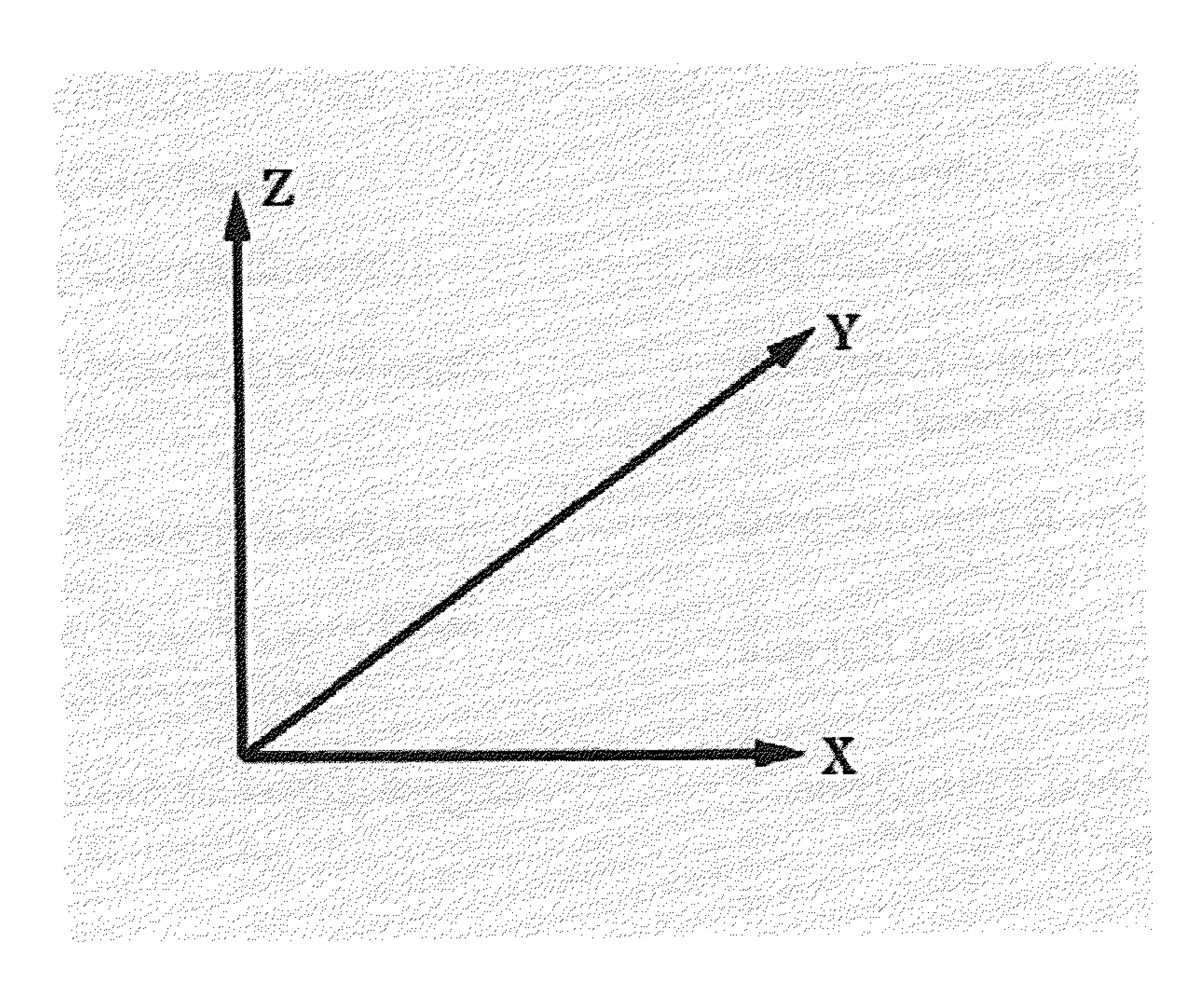
Abbreviations المختصرات

2D-FT Two dimensional FT	تحويل فورير ثنائي الأبعاد
3D-FT Three dimensional FT	تحويل فورير ثلاثي الأبعاد
ADC Apparent diffusion coefficient	معامل الانتشار الظاهري
ASL Arterial spin labeling	تعليم (توسيم) مغازل الشريان
DWI Diffusion weighted imaging	التصوير الموزون بالانتشار
ECG Electrocardiogram	المخطط الكهربي للقلب
EPI Echo planar imaging	تصوير الصدى المستوي
ESVR European society of vrogenital radiology	الجمعية الأوروبية للأشعة البولية والتناسلية
ETL Echo train length	طول تتابعات الصدى
FFE Fast field echo	صدى المجال السريع
FID Free induction decay	الاضمحلال الذاتي الحر
FJSP Fast imaging with steady state free precision	التصوير السريع مع دقة حالة الاستقرار
FMRI Functional magnetic resonance imaging	تصوير الرنين المغناطيسي الوظيفي
FOV Field of view	مجال الرؤية

الصدى المغزلي السريع	FSE Fast spin echo
تحويل فورير	FT Fourier transform
اكتساب الانحدار الاستدعائي في حالة الاستقرار	GRASS Gradient recalled acquisition in the steady state
صدى الانحدار	GRE Gradient echo
استعادة العكس	IR Inversion recovery
الميجاهرتز	MHz Megahertz
الرنين المغناطيسي	MR Magnetic resonance
تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي	MRA Magnetic resonance angiography
التصوير بالرنين المغناطيسي	MRI Magnetic resonance imaging
ملي ثانية	msec Milliseconds
التصوير بتباين نقل المغنطة	MTCI Magnetization transfer contrast imaging
عدد الإثارات	NEX Number of excitations
متجه المغنطة الكامل	NMR Net magnetization vector
عدد متوسطات الصورة	NSA Number of signal averages
تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي المتباين الطور	PC MRA Phase-contrast MR angiography
تباين الطور	PC Phase contrast
كثافة البروتون	PD Proton density
عنصر الصورة	Pixel Picture element

ppm Parts per million	جزء في المليون
PWI Perfusion weight imaging	التصوير الموزون بالرش
RF Radiofrequency	تردد الراديو
ROI Region of interest	منطقة الاهتمام
SAR Specific absorption rate	معدل الامتصاص النوعي
SE Spin echo	الصدى المغزلي
SNR Signal-to-noise ratio	نسبة الإشارة للضوضاء
SPGR Spoiled gradient Echo	انحدار صدى متهالك
SPIR Spectral presaturation inversion recovery	طيف التشبع المسبق مع الاسترداد العكسي
SSFP Steady state free precision	طاقة الاستقرار ذات الدقة الحرة
SSFSE Single shot fast spin	الصدى المغزلي السريع ذو الطلقة الواحدة
ST1R Short T1 inversion recovery	تتابعات استرداد انعكاس الزمن T1 القصير
T Tesla	التسلا
TE Echo time	زمن الصدى
TOF Time of flight	زمن الطيران
TR Repetition time	زمن التكرار
TSE Turbo spin echo	تباينات الصدى الدوامية
VENC Velocity encoding	تشفير السرعة

ملاحظة: تستخدم التعبيرات "الاتجاه z" و "المستوى xy" كثيرا في هذا الكتاب. في جميع الأشكال، يعبر عن المجال المغناطيسي الأساسي B_0 من أسفل لأعلى واتجاهه يشير إلى الاتجاه z. البعدان الآخران للمجال المغناطيسي يرمز لهما ب x و y. المستوى xy يكون عموديا على المحور z ولذلك يمثل أفقياً في الأشكال.

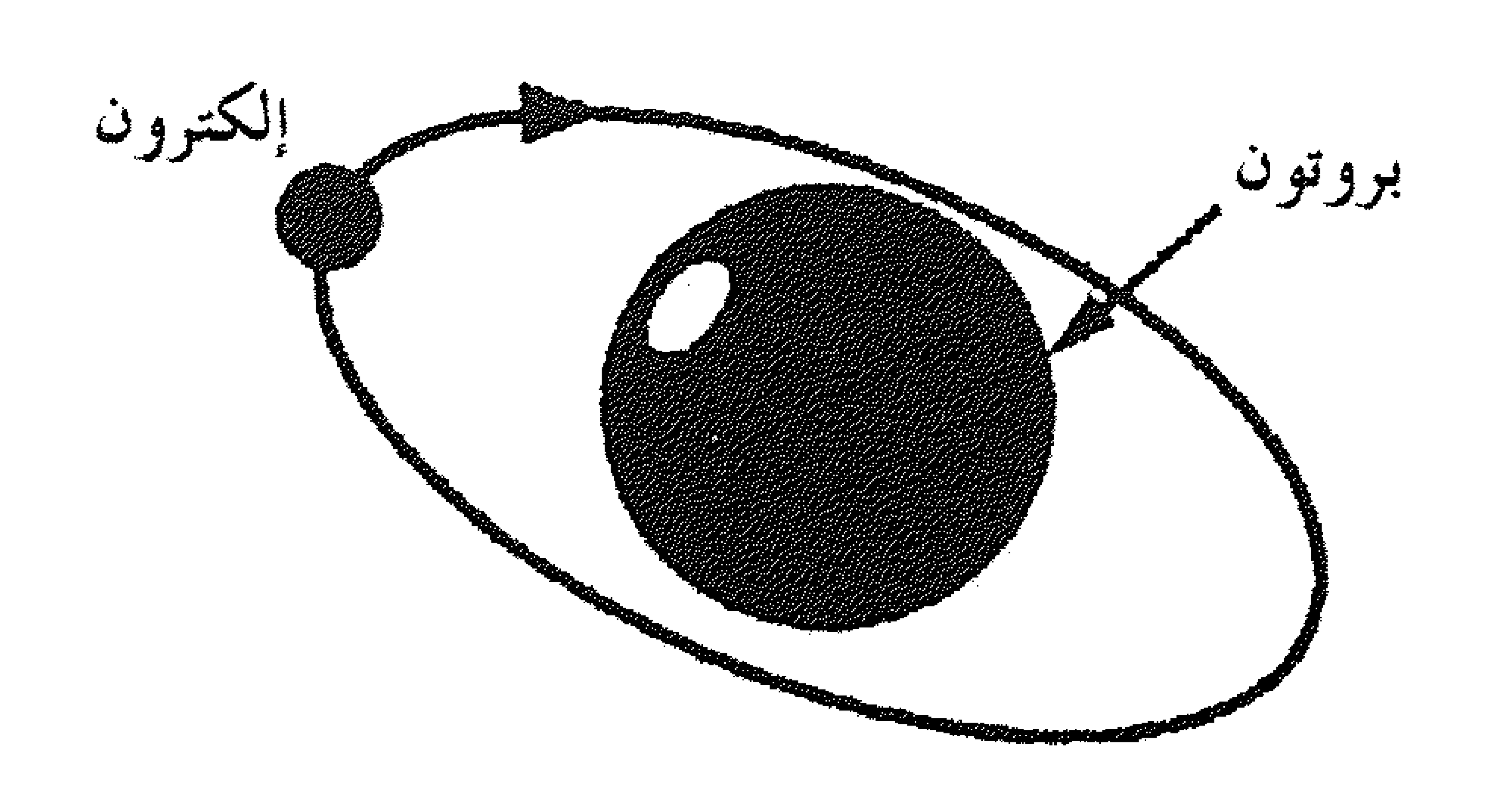


الفصل الأول

الدوران وظاهرة الرنين المغناطيسي النووي
Spin and the Nuclear Magnetic Resonance Phenomenon

إن التصوير الطبي بالرنين المغناطيسي Magnetic Resonance MR يستخدم الإشارة الناتجة من دوران ذرات الهيدروجين (^1H) في تخليق (إنشاء) الصورة المطلوبة.

من المعروف أن ذرة الهيدروجين تتكون من نواة nucleus تحتوي على بروتون proton وحيد وإلكترون electron وحيد يدور حول هذه النواة كما في الشكل رقم (١). إن شحنة البروتون موجبة، وشحنة الإلكترون سالبة، وذرة الهيدروجين كوحدة واحدة تكون متعادلة كهربياً. ما يهمنا هنا هو البروتون.

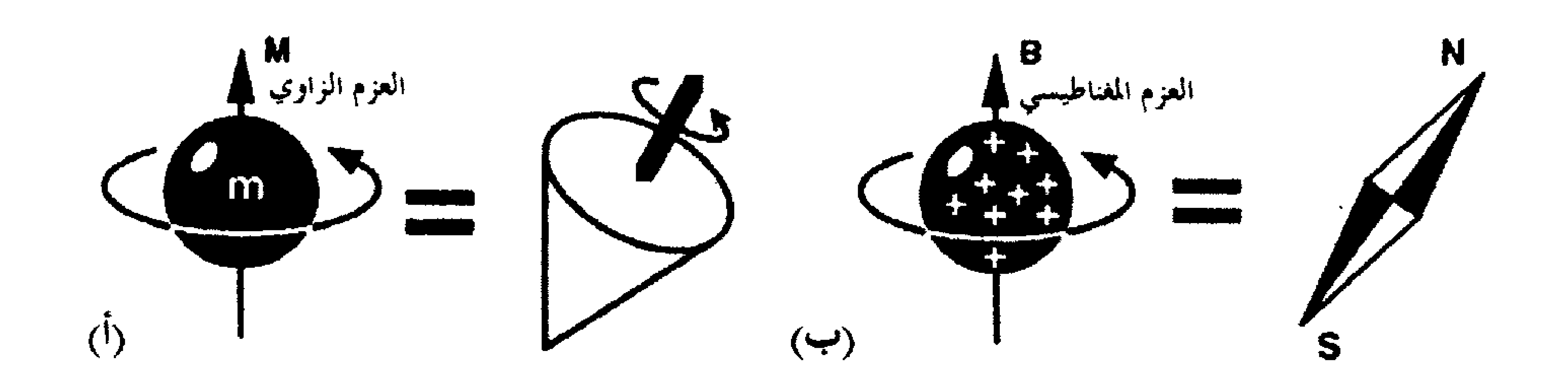


الشكل رقم (١).

فبعيداً عن كون شحنته موجبة، فإن البروتون له خاصية الدوران والتى هي خاصية ضمنية وجوهرية لكل الجزيئات الأولية تقريباً، وهذا يعني أن البروتون يدور حول محوره مثل المغزل. وهذا البروتون له خاصيتان مهمتان وهما:

ككتلة دوارة أو تدور حول محورها (m)، فإن البروتون يكون له عزم زاوي angular momentum بحيث يكون مثل المغزل الذي يحاول دائماً أن يحتفظ أو يستمر في الوضع المكاني أو الإزاحي لمحور الدوران كما في الشكل رقم (٢أ).

ككتلة دوارة، لها شحنة كهربية، فإن البروتون يكون له عزم مغناطيسي magnetic moment (B) ويتصرف مثل المغناطيس الصغير. لذا يتأثر البروتون بالمجالات المغناطيسية الخارجية وبالموجات الكهرومغناطيسية، وعندما يتحرك، فإنه يُحدث فرق جهد في ملف الاستقبال كما في الشكل رقم (٢ب).



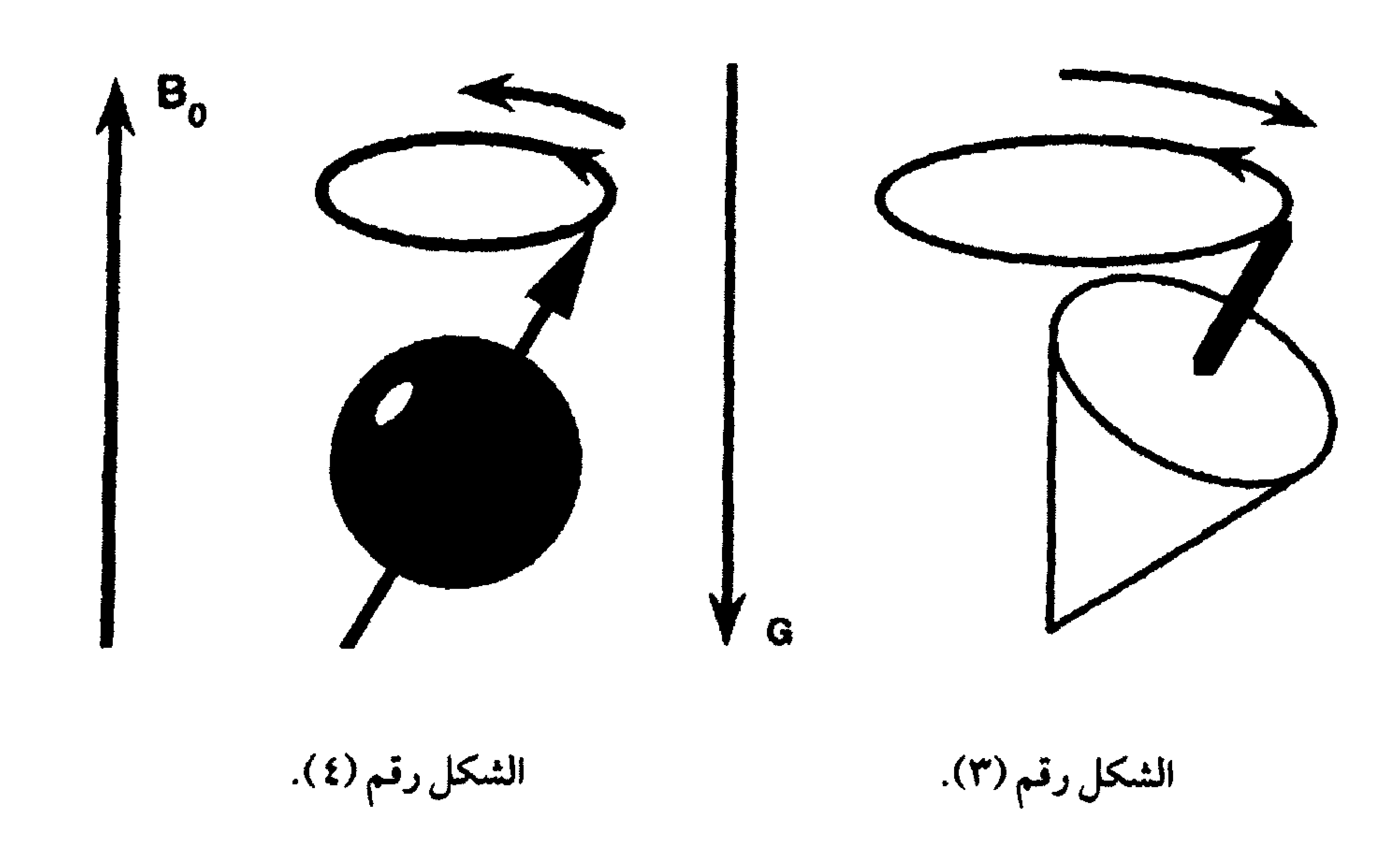
الشكل رقم (٢)

بالطبع تختلف نواة الهيدروجين عن المغزل الدوار في أننا لا نستطيع أن ننظر فيها لنرى ما يحدث، لذلك لا نستطيع رؤية العزم الزاوي الضمني للبروتون أو دورانه من الخارج، وفي هذا السياق فإن النواة تمثل صندوقاً أسود بالنسبة لنا، ومع ذلك فإنه يمكننا تحديد اتجاه محور دورانها بالنسبة لاتجاه المجال المغناطيسي B. هذه الحركة تعتبر مرئية (افتراضياً) بالنسبة لنا لأنها تولد إشارة في ملف استقبال تماما كما يفعل المغناطيس في المولد الكهربي (مثل دينامو الدراجة).

هناك فرق مهم أيضاً (بين المغزل ونواة ذرة الهيدروجين) وهو أنه بالرغم من أن المغزل الدوار يبطئ دورانه باستمرار حتى يقف، فإن دوران البروتون يكون دائماً أو مستمراً بنفس المقدار، ولا يمكن زيادة أو تقليل سرعته، وذلك ببساطة لأن هذا يعتبر خاصية أساسية في الجزيئات الأولية، التي يكون الدوران فيها دائماً وعلى طول الوقت!

كيف سيكون سلوك الجزيء الدوار عندما يكون في وجود مجال مغناطيسي قوي؟ لكي نجيب على هذا السؤال فإننا سنعود مرة ثانية إلى فرض المغزل الدوار:

عندما تؤثر قوة خارجية (ولتكن الجاذبية الأرضية G) على المغزل، وتحاول تغيير اتجاه محور دورانه، فإن المغزل يبدأ في التمايل أو الارتعاش أو الذبذبة، وهذه العملية تسمى المبادرة أو السبق precession. وفي نفس الوقت فإن الاحتكاك عند نقاط التلامس يسحب طاقة من المغزل مما يتسبب في تقليل سرعة دورانه. كنتيجة لذلك فإن محور دورانه يميل أكثر وأكثر إلى أن يقع المغزل في النهاية كما في الشكل رقم (٣).



الشكل رقم (٣).

الشكل رقم (٤).

عودة مرة أخرى إلى نواة ذرة الهيدروجين: عندما تتعرض هذه الذرات إلى مجال مغناطيسي قوى B_0، فإن العزوم المغناطيسية، أو الجزيئات الدوارة تأخذ اتجاه المجال المغناطيسي كما تفعل الإبرة المغناطيسية. هذه العزوم المغناطيسية، لا تأخذ فقط اتجاه المجال المغناطيسي، ولكن يحدث لها ذبذبة أيضاً مثل المغزل كما ذكرنا سابقاً وكما هو موضح في الشكل رقم (٤).

إن ذبذبة النواة تحدث بتردد مميز يتناسب طردياً مع شدة المجال المؤثر وهذه الذبذبة تسمى تردد لارمور Larmor frequency. إن محاذاة الجزيئات الدوارة مع اتجاه المجال المغناطيسي يحدث تدريجياً كما في حالة المغزل الدوار وتكون مصحوبة بفقد في الطاقة كما سنرى في المقطع ١ , ٢.

إن تردد لارمور له مفهوم مهم جداً، وهو أساس أو قلب عملية التصوير بالرنين المغناطيسي MR imaging، ولذلك سنكرر هذا المفهوم:

"تردد لارمور أو التسابق هو المعدل الذي يتذبذب عنده البروتون الدوار عند وضعه في مجال مغناطيسي".

يتناسب تردد لارمور طردياً مع شدة المجال B ويعطى بمعادلة تعرف بمعادلة لارمور:

$$\omega_0 = \gamma_0 \cdot B_0$$

حيث:

- ω_0 هي تردد لارمور بالميجاهرتز [MHz]،
- γ_0 هي ثابت تناسب خاص بكل نواة ويسمى النسبة الجيرومغناطيسية gyromagnetic ratio.

و

- B_0 هي شدة المجال المغناطيسي بالتسلا (أو بوحدة الحث المغناطيسي) [tesla [T.

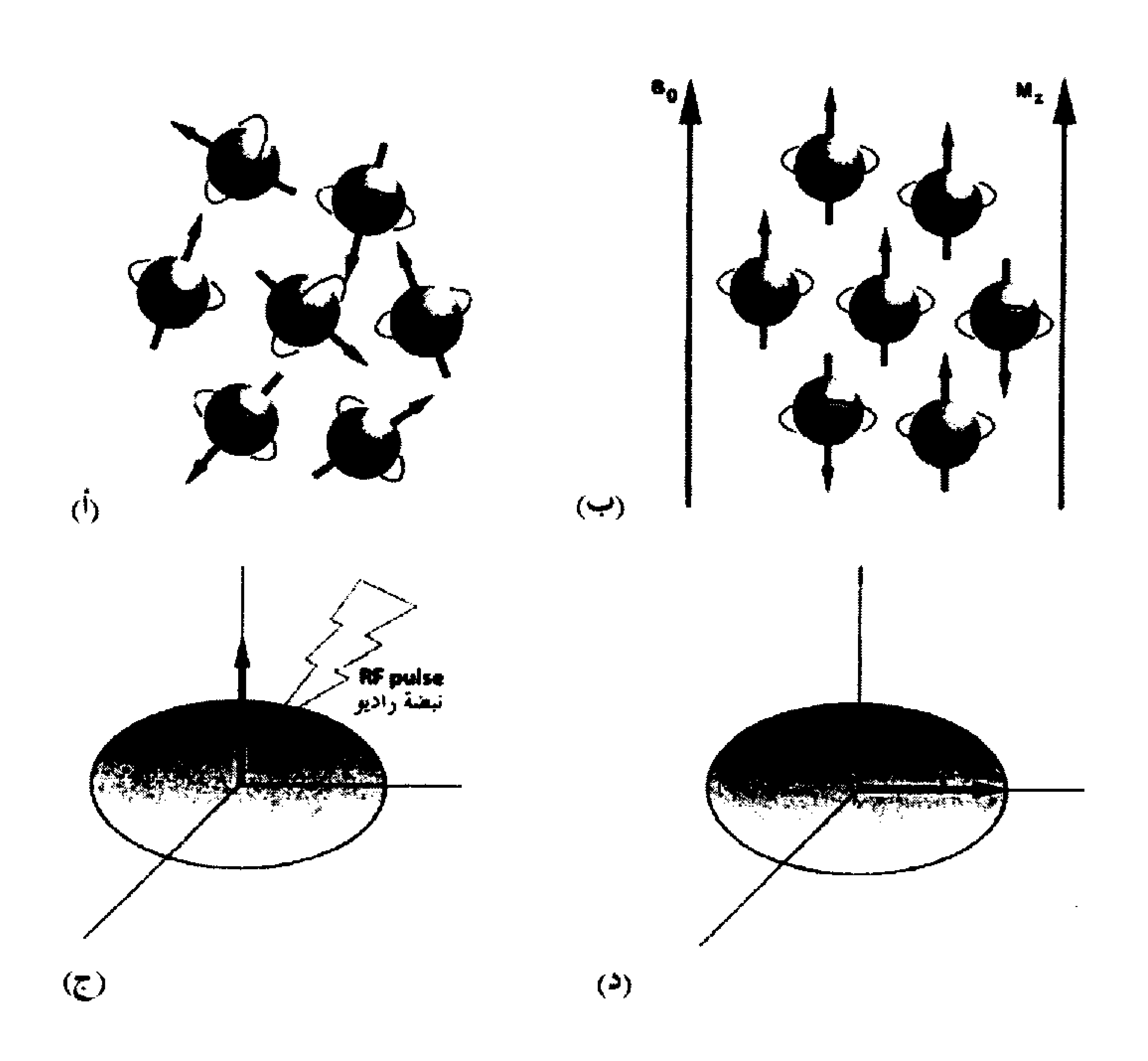
والنسبة الجيرومغناطيسية للبروتونات هي γ_0 = 42.58 MHz/T، ويعطي هذا تردد لارمور يساوي 63.9MHz عندما تكون B_0 = 1.5T، بينما يكون تردد لارمور يساوي 1KHz في المجال المغناطيسي للأرض. (للمقارنة فإن موجات التعديل الترددي FM لإرسال الراديو تعمل عند ترددات في المدى 88-108 MHz).

دعنا نرى الآن ماذا يحدث لعملية الدوران والتوجه البطيء داخل المجال المغناطيسي؟

مع تراخي نظام الدوران ووصوله إلى حالة استقرار فإنه تحدث عملية بناء لمغنطة طولية longitudinal magnetization M_z في اتجاه المحور Z بسبب أن المتجهات المغناطيسية والتي تمثل العزوم المغناطيسية للجسيمات المنفردة تتجمع مع بعضها. وللعلم فهذا يحدث أيضاً في المجال المغناطيسي للأرض ولكن المغنطة الطولية تكون ضعيفة. المجال المغناطيسي B_0 لنظام تصوير بالرنين المغناطيسي MR يكون أقوى ٦٠٠٠٠ مرة، وبالمقابل فإن المغنطة الطولية تكون أقوى لكي تعطى إشارة قوية. في الحقيقة فإن الأشياء تكون أكثر تعقيدا من ذلك، حيث يحاول الجسيم الدوار أن يأخذ اتجاهاً موازياً أو عكسياً للمجال المغناطيسي، والمجال الموازي يكون أفضل قليلاً. وعلى ذلك فإنه في حالات الاستقرار فإن جزءاً أكبر قليلاً يتجه موازياً للمجال المغناطيسي الأساسي، وهذا الفرق البسيط هو في الحقيقة ما ينتج عنه المغنطة الكلية M_z التي يمكن قياسها والتي يتم تمثيلها بالمتجه المغناطيسي التام Net Magnetization Vector, NMV. بما أن الفرق بين الاتجاهين يعتمد على شدة المجال المغناطيسي الخارجي، فإن المغنطة الكلية M_z ستزداد بزيادة شدة هذا المجال.

يمكن دمج طاقة على مثل هذه الأنظمة الدورانية المستقرة عن طريق تطبيق موجة كهرومغناطيسية لها تردد يساوي تردد لارمور وهو يسمى بحالة الرنين. ويتم الحصول على الموجة الكهرومغناطيسية اللازمة من مرسل راديو قوي جداً ويتم توجيه هذه الموجة ناحية الهدف المراد تصويره عن طريق ملف هوائي. وتعرف عملية إضافة أو امتصاص الطاقة بإثارة نظام الدوران حيث تؤدي هذه الإثارة إلى مغنطة طولية تبعد الأنظمة الدورانية شيئاً فشيئاً عن اتجاه المحور z، وباتجاه المحور المستعرض xy والذي هو عمودي على اتجاه المجال المغناطيسي الأساسي.

جميع المغنطة الطولية يتم دورانها إلى مستوى مستعرض عن طريق نبضة تردد راديو RF pulse تكون قوية بما فيه الكفاية ويتم تطبيقها بما يكفي لميل المغنطة ٩٠° تماماً، وتسمى (نبضة الراديو ذات ٩٠° RF pulse ٩٠°). المغنطة الناتجة في هذه الحالة يرمز لها بالرمز Mxy بدلاً من MZ لأنها تكون الآن في المستوى xy. عند وجود المغنطة المستعرضة فإنها تدور حول المحور Z للجسم الدوار والذي يعطى جهداً متردداً بنفس تردد لارمور في ملف الاستقبال تماماً مثل تأثير المولد الكهربي، هذا الجهد الناتج في الملف هو إشارة الرنين المغناطيسي MR. هذه الإشارة يتم تجميعها ومعالجتها بمستقبل خاص بالإضافة لحاسب آلي للحصول على صورة الرنين المغناطيسي MR كما في الشكل رقم (٥).



الشكل رقم (٥). (أ) في عدم وجود مجال مغناطيسي خارجي تدور الأجسام حول محورها في اتجاهات عشوائية. (ب) في وجود مجال مغناطيسي فإن عدداً أكثر من الجسيمات الدوارة تأخذ اتجاهاً موازياً للمجال المغناطيسي B_0 ولذلك ينتج عنها مغنطة طولية Mz. (ج) موجة تردد راديو RF pulse (د) موجة الراديو تجعل متجه المغنطة يميل بمقدار ٩٠ درجة مما يجعل المغنطة الطولية تدور وتتحول إلى مغنطة مستعرضة Mxy.

المراجع References

1- Hobbie RK (1988) Magnetic resonance imaging. In: Intermediate physics for medicine and biology. Wiley & Sons, New York

2- Elster AD, Burdette JH (2001) Questions and answers in magnetic resonance imaging, 2nd edn. Mosby, St. Louis

الفصل الثاني

التراخي
Relaxation

ماذا يحدث لهذه الجسيمات الدوارة بعد إثارتها بالموجة الكهرومغناطيسية كما شرحنا سابقاً؟

فوراً وبعد الإثارة، تدور المغنطة في المستوى xy كما شرحنا وتسمى في هذه الحالة المغنطة المستعرضة transverse magnetization ورمزنا لها بالرمز Mxy. دوران المغنطة المستعرضة هي التي تعطى إشارة الرنين المغناطيسي MR في ملف الاستقبال. هذه الإشارة MR سرعان ما تضمحل (تتضعف) نتيجة عمليتين منفصلتين يتسبب عنهما تقليل لهذه المغنطة المستعرضة، ولذلك فإنها تسبب العودة بالنظام إلى حالة الاستقرار الموجودة قبل الإثارة، هذان السببان هما: التفاعل التداخلي للجزيئات الدوارة فيما بينها والتفاعل التداخلي للجزيئات والشبكية الكلية الموجود فيها lattice، حيث تسبب هاتين العمليتان تراخي الزمن الأول T1 وتراخي الزمن الثاني T2 على التوالي(*).

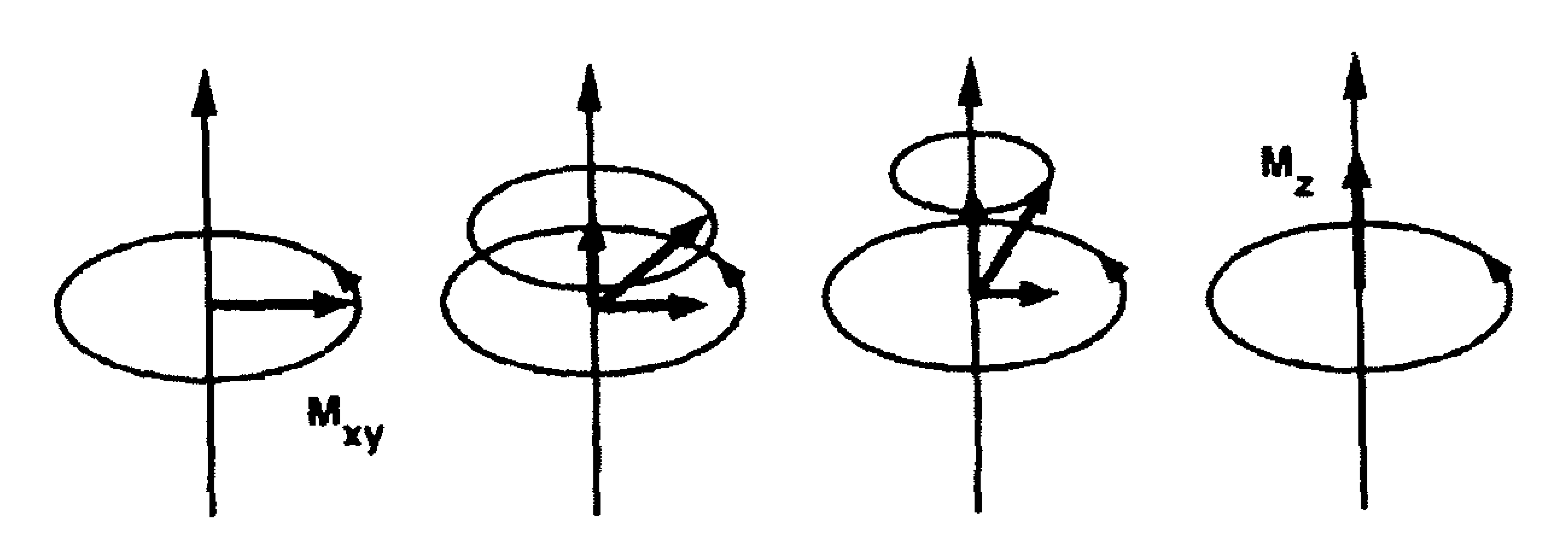
(١ , ٢) التراخي الطولي T1   T1: Longitudinal Relaxation

مع تداعي المغنطة المستعرضة، تنحاز الجزيئات الدوارة بالعزوم المغناطيسي مرة أخرى باتجاه المحور z للمجال المغناطيسي الأساسي B_0 كما ذكرنا سابقاً. إن المغنطة المستعرضة المتبقية ضمن المستوى xy وبالتحديد مسقط متجه المغنطة على المحور xy كما في الشكل رقم (٦) تتناقص بالتدريج وبذلك فإن إشارة الرنين المغنطيسي تقل

(*) هنا يرمز للزمن الأول 1 بالرمز T1 و يرمز للزمن الثاني Time 2 بالرمز T2

بالتناسب معها. مع تداعي المغنطة المستعرضة، فإن المغنطة الطولية، M_z، والتي هي مسقط متجه المغنطة على المحور z تبنى تدريجياً. هذه العملية تعرف بالتراخي الطولي أو استعادة الزمن الأول T1.

تعود النواة للحالة الأصلية عن طريق فقد الطاقة الزائدة للوسط المحيط بها وهي الشبكية lattice (وهذا هو سبب تسمية هذا النوع من التراخي بتراخي الشبكية أحياناً). الثابت الزمني لهذا النوع من التراخي هو الزمن الأول T1 ويعتمد على شدة المجال المغناطيسي الخارجي B_0 وعلى الحركة الداخلية للجزيئات molecules والتي تسمى حركة براونيان Brownian motion. تتراوح قيمة الزمن الأول T1 للأنسجة الحيوية من نصف ثانية إلى عدة ثوان عندما تكون $B_0 = 1.5$ T.



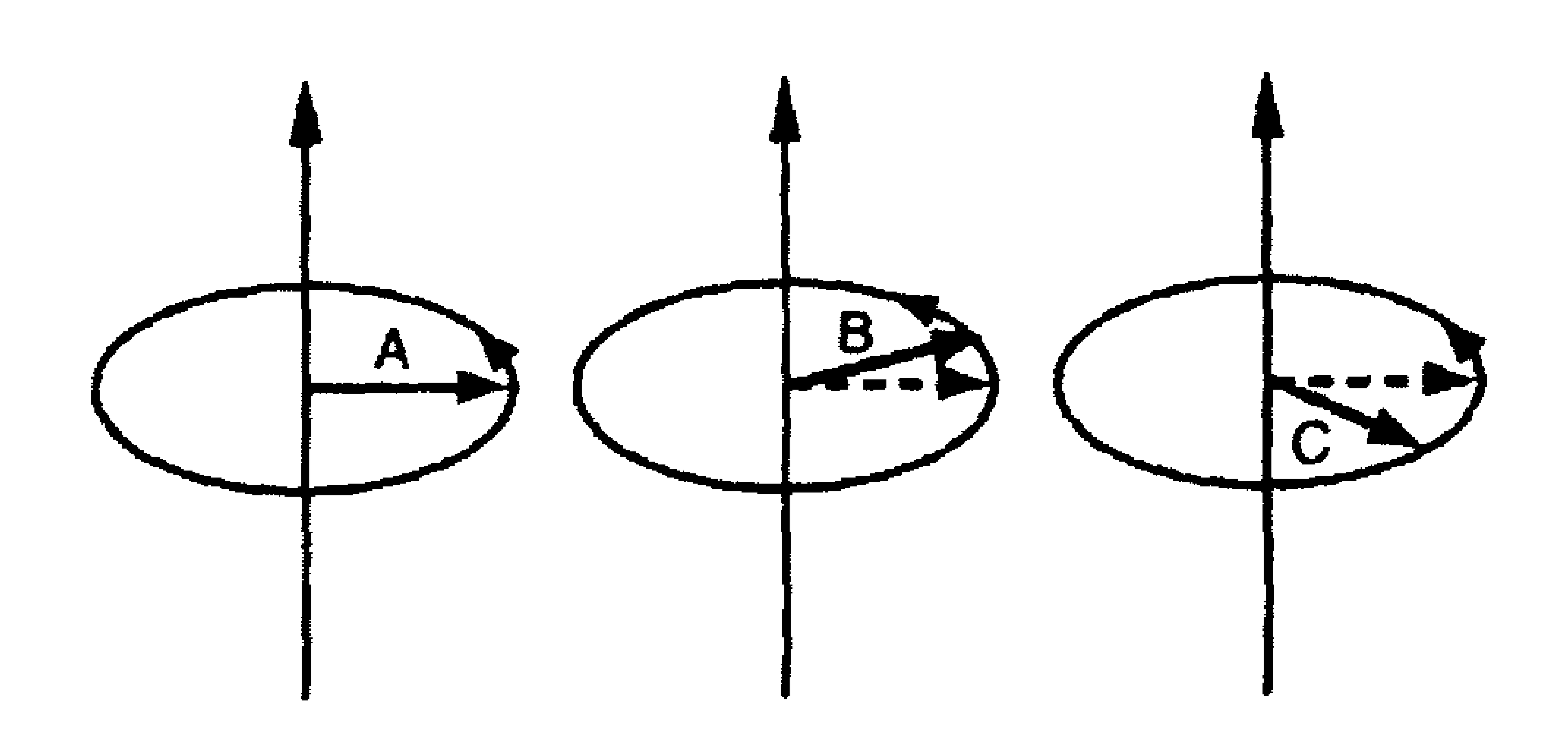
الشكل رقم (٦). التراخي الطولي للزمن الأول T1، تداعي المغنطة المستعرضة وإعادة بنائها في اتجاه المحور Z مما يتطلب تبادل للطاقة.

(٢, ٢) التراخي المستعرض: *T2/T2 — T2/T2*: Transverse Relaxation

لكي نفهم التراخي المستعرض من الضروري أولا أن نعرف ما هو المقصود بالطور "phase". سنستخدم الطور هنا للدلالة على مكان العزم المغناطيسي في مساره الدائري المستعرض حيث يتم التعبير عن هذا المكان كزاوية. افترض أن الجسيمين A و B يدوران

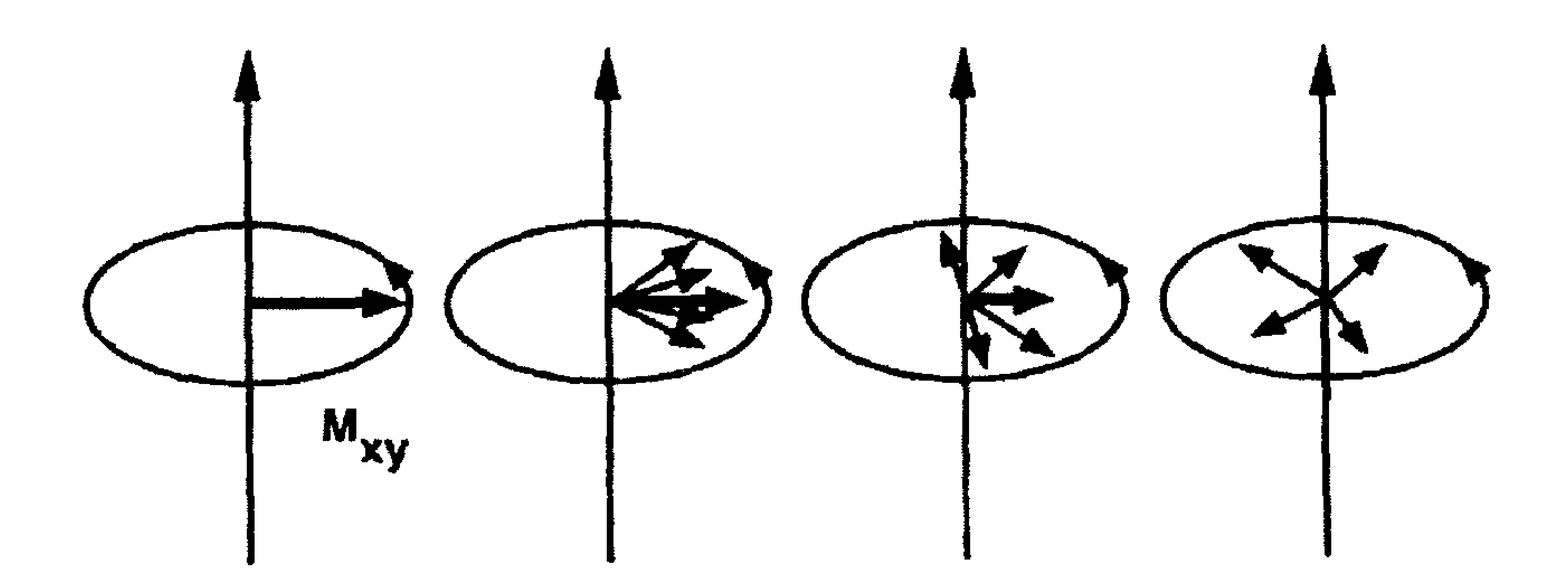
بنفس السرعة في المستوى xy. إذا كان الجسيم B يسبق A في حركته الزاوية بمقدار ١٠ درجات، ففي هذه الحالة يمكننا القول إن الجسيم B له الطور +١٠ درجات بالنسبة للجسيم A. والعكس فإن الجسيم C الذي يتأخر عن A بمقدار ٣٠ درجة يكون طوره -٣٠ درجة بالنسبة للجسيم A كما في الشكل رقم (٧).

بعد الإثارة مباشرة، تدور أغلب الجسيمات متوافقة مع بعضها. هذه الجسيمات يكون لها طور تعداده 0° ويقال بأنها كانت في الطور in phase. وهذه الحالة تدعى تماسك أو توافق الطور phase coherence.



الشكل رقم (٧). الطور، المتجه B له طور +١٠ درجات بالنسبة للمتجه A بينما C له طور -٣٠ درجة. لاحظ أن كل المتجهات تدور حول المحور Z بينما تختلف أطوراها بالزوايا النسبية.

لأسباب سيتم ذكرها فيما بعد فإن تماسك الطور هذا يتم فقده بالتدريج بحيث تسبق بعض الجسيمات ويتأخر البعض الآخر في المسار الدائري حول المحور z. وبذلك تبدأ متجهات المغنطة في إزالة بعضها بعضاً بدلاً من أن يقوى بعضها ببعض. وعلى ذلك فإن متجه المجموع والمغنطة المستعرضة تصبح أصغر وأصغر وفي النهاية تتلاشى ومعها الإشارة MR كما في الشكل رقم (٨) .



الشكل رقم (٨). التراخي المستعرض T2 و *T2. فقد في طور المغازل (فقد تماسك الطور)، يؤدي إلى فقد المغنطة المستعرضة بدون تبديد للطاقة.

بمعنى آخر فإن التراخي المستعرض هو تداعي المغنطة المستعرضة بسبب أن الجزيئات أو الجسيمات الدوارة تفقد توافقها الزاوي. التراخي المستعرض يختلف عن التراخي الطولي في أن الجسيمات لا تفقد الطاقة في الوسط المحيط، ولكنها تتبادل الطاقة مع بعضها . يتم فقد التوافق الزاوي بطريقتين :

- انتقال الطاقة بين الجسيمات بسبب التغيرات الموضعية في المجال المغناطيسي. وهذه التغيرات تكون بسبب أن الجسيمات تكون مصحوبة بمجالات مغناطيسية تتعارض مع بعضها بطريقة عشوائية. تدور الجزيئات أسرع أو أبطأ على حسب تغيرات المجال المغناطيسي الذي تكتسبه. النتيجة النهائية هي تراكم في فقد الطور أو التوافق بين الجسيمات. هذه العملية تحدث نتيجة التفاعل الخالص بين جسيم وجسيم آخر، لذلك فإنها لا تتأثر بتطبيق نبضة ذات ١٨٠ درجة لإعادة تركيزها (الفصل السابع). يحدث هذا الفقد في التوافق بثابت زمني هو الزمن الثاني T2 ويكون تقريباً غير معتمد على شدة المجال المغناطيسي الخارجي B_0.

- عدم تجانس لا يعتمد على الزمن في المجال المغناطيسي الخارجي B_0. يعتبر عدم التجانس هذا خاصية ضمنية تحدث بسبب مصدر أو مولد المجال نفسه،

وبسبب الشخص الذي يتم تصويره. وتلعب هذه الأسباب في عدم التوافق الطوري مما ينتج عنه تداعي للإشارة الكلية بثابت زمني أسرع من الثابت الزمني T2، هذا النوع الثاني من التداعي يحدث بثابت زمني هو *T2 الذي يكون أقصر من الزمن الثاني T2. معظم عدم التجانس الذي يسبب *T2 يحدث عند حواف أو محيط الأنسجة، وبالذات عند تلامس وسط الهواء مع الأنسجة، أو تحدث بسبب مجالات مغناطيسية موضعية (مثل جزيئات الحديد مثلاً). تداعي الإشارة MR بسبب *T2 يسمى تداعي الحث الحر Free induction decay, FID. تأثيرات الثابت الزمني *T2 يمكن تجنبها باستخدام تتابعات الصدى.

الزمن الثاني T2 يرمز لعملية نقل الطاقة بين الجزيئات، بينما *T2 ترمز لتأثيرات عدم تجانس المجال التي تسبب عدم التوافق الزاوي.

كل من التراخي T1 و T2 لا يعتمد أيها على الآخر، ولكنها تحدث تقريبا في نفس الوقت حيث التداعي في الإشارة MR يحدث في أول ١٠٠ إلى ٣٠٠ ميلي ثانية، وهذا قبل أن تسترد المغنطة الطولية Mz نفسها بسبب التراخي T1 والذي يحدث في زمن مقداره ٠,٥ إلى ٥ ثوان.

المراجع References

1- Gore JC, Kennan RP (1999) Physical principles and physiological basis of magnetic relaxation. In: Stark DD, Bradley WG Jr (eds). Magnetic resonance imaging, 3rd ed. Mosby-Year Book no 33, Mosby, St. Louis

2- Elster AD, Burdette JH (2001) Questions and answers in magnetic resonance imaging, 2nd ed. Mosby, St. Louis

3- Elster AD (1986) Magnetic resonance imaging, a reference guide and atlas. Lippincott, Philadelphia

الفصل الثالث

تباين الصورة
Image Contrast

ما الذي يؤثر في تباين صورة الرنين المغناطيسي وكيف نؤثر فيها ؟

بعد شرح معنى الإثارة والتراخي، يمكننا الآن الإجابة على هذا السؤال. ثلاث خواص ضمنية في أي نسيج حيوي تشارك في كثافة إشارته أو شدة إضاءته في صورة الرنين المغناطيسي، ومن ثم على تباين الصورة:

- كثافة البروتونات، بمعنى عدد المغازل القابلة للإثارة في وحدة الحجم والتي تحدد الإشارة القصوى التي يمكن الحصول عليها من أي نسيج. كثافة البروتون يمكن زيادتها أو التأكيد عليها عن طريق تقليص أو خفض معاملين الزمن الأول T1 والزمن الثاني T2. مثل هذه الصور تسمى الصور المحددة بكثافة البروتون أو ببساطة صور كثافة البروتون.

- الزمن الأول T1 للنسيج هو الزمن اللازم للمغزل المثار ليعود أو يستقر ويصبح متاحاً لإثارة تالية. الزمن الأول T1 يؤثر على شدة الإشارة بطريقة غير مباشرة ويمكن تغييره بطريقة عشوائية. الصور التي يحدد تباينها بالزمن الأول T1 أساساً تسمى صورا موزونة أو محددة بالزمن الأول T1 أو (T1W).

- الزمن الثاني T2 يحدد في الغالب سرعة تلاشي إشارة الرنين المغناطيسي MR بعد الإثارة. تباين صور الرنين المغناطيسي MR من الزمن الثاني T2 يمكن التحكم فيه عن طريق المشغل أيضاً. الصور التي يتحدد تباينها عن طريق الزمن الثاني T2 تسمى صوراً موزونة أو محددة بالزمن الثاني T2 أو (T2W).

كثافة البروتون والزمن الأول T1 و الزمن الثاني T2 هي من الخواص الضمنية لأي نسيج حيوي ويمكن أن تتغير بصورة كبيرة من نسيج لآخر. اعتماداً على أي من هذه المعاملات والذي سيتم التأكيد عليه في تتابع الرنين المغناطيسي MR، فإن الصور الناتجة ستختلف في تباينها من نسيج لآخر. إن هذا سيكون أساساً للتحديد الرائع للأنسجة الناعمة والقدرة التشخيصية لصور الرنين المغناطيسي MR : اعتماداً على الفروق النوعية بدلالة هذه المعاملات الثلاث، فإن الأنسجة التي نتخيل صعوبة تباينها في صور المسح بالـ CT يمكن تفريقها أو تميزها في صور الرنين المغناطيسي MRI بدون استخدام وسط تباين.

(١ , ٣) زمن التكرار TR والوزن الأول T1

Repetition Time (TR) and T1 Weighting

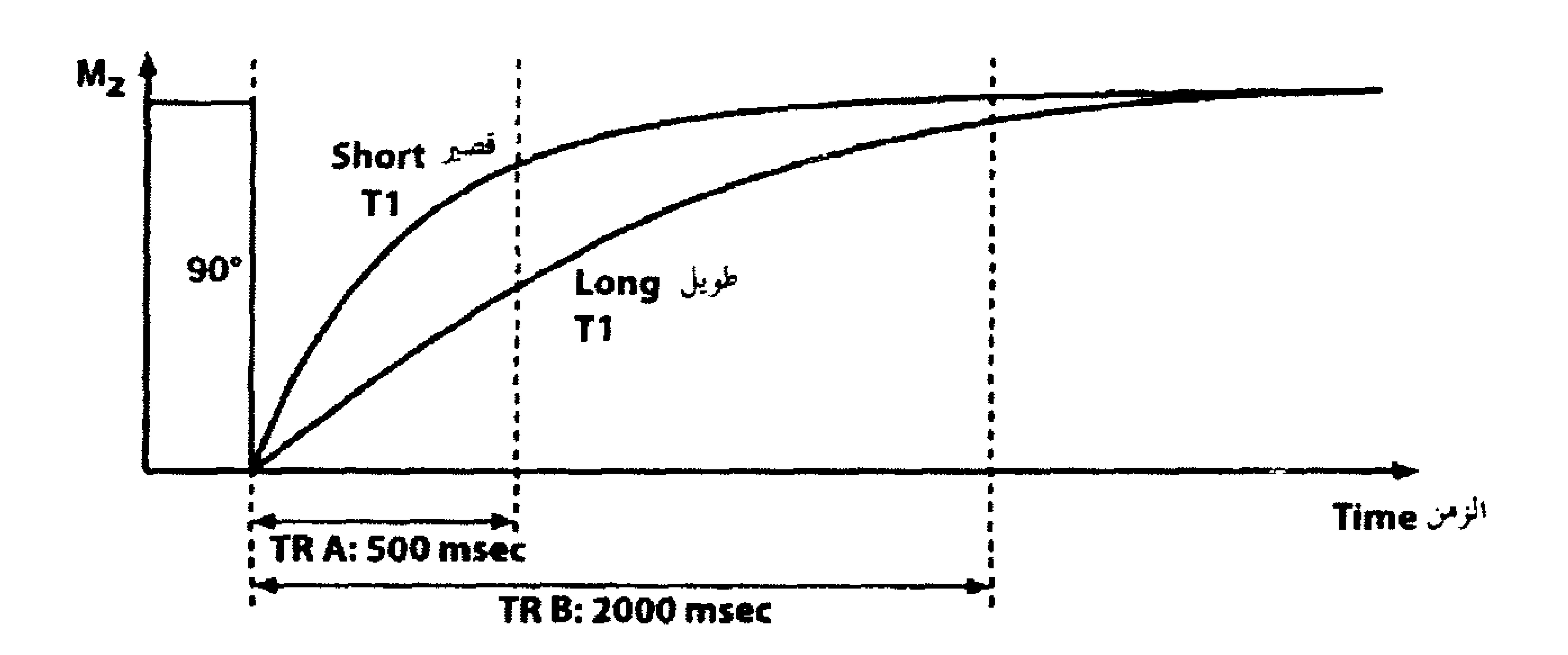
لكي نحصل على صورة الرنين المغناطيسي MRI، يجب إثارة شريحة وتسجيل الإشارة الناتجة عدة مرات. لماذا يتم ذلك، سيتم شرحه في الفصل الرابع.

زمن التكرار Repetition time (TR) هو الفترة الزمنية بين إثارتين متتاليتين لنفس الشريحة.

زمن التكرار TR هو طول فترة التراخي بين نبضتي إثارة ولذلك فإنه أساسي بالنسبة لتباين الزمن الأول T1. حينما يكون زمن التكرار TR طويلا، فإن مغازل أكثر ستدور مرة ثانية في المستوى z وستشارك في إنماء أو زيادة المغنطة الطولية. زيادة المغنطة الطولية التي يمكن إثارتها بنبضة تردد الراديو RF التالية، ستعطى إشارة رنين مغناطيسي MR يمكن تجميعها بصورة أكبر.

إذا تم اختيار زمن تكرار قليل (أقل من ٦٠٠ ملي ثانية)، فإن تباين الصورة سيتأثر بقوة بالزمن الأول T1 (القيمة TRA في الشكل رقم ٩). تحت هذا الشرط فإن الأنسجة التي لها الزمن الأول T1 أقصر ستتراخى أسرع وتعطى إشارة أكبر عقب نبضة تردد

الراديو RF التالية (ومن ثم ستظهر مضيئة على الصورة). وعلى الجانب الآخر فإن الأنسجة التي لها الزمن الأول الزمن الأول T1 طويلة ستمر بتراخي أقل بين نبضتي تردد الراديو RF وبذلك وجود مغنطة طولية أقل عند تطبيق نبضة الإثارة التالية. لذلك فإن هذه الأنسجة ستشع إشارة أقل من الأنسجة التي لها الزمن الأول T1 أقل وستظهر بصورة أكثر إظلاما (أغمق). الصورة التي يتم الحصول عليها بزمن تكرار TR أقصر تكون موزونة بالزمن الأول T1 لأنها تحتوي غالباً على معلومات الزمن الأول T1.



الشكل رقم (٩). العلاقة بين تباين زمن التكرار TR والزمن الأول T1. عندما يكون زمن التكرار TR قصيراً (A)، فإن أي نسيج له الزمن الأول T1 قصير سيأخذ معظم المغنطة الولية في أثناء فترة زمن التكرار TR وعلى ذلك سيعطى إشارة رنين مغناطيسي MR أكبر بعد الإثارة بالنبضة التالية، بينما النسيج الذي له الزمن الأول T1 طويل سيعطى إشارة أصغر. عندما يكون زمن التكرار TR طويلاً (B)، فإن فروق الإشارة لا تظهر نتيجة وجود زمن كافي لزيادة المغنطة الطولية في النسيجين.

إذا تم اختيار زمن تكرار طويل نسبياً (تقريباً أكبر من ١٥٠٠ ملي ثانية)، فإن كل الأنسجة بما فيها الأنسجة التي لها الزمن الأول T1 أطول سيكون لديها زمن كافي لتعود إلى الاتزان ولذلك فإن كلها تعطى إشارات متشابهة (TRB في الشكل رقم ٩). نتيجة لذلك سيكون هناك وزن أقل للزمن الأول T1 لأن تأثير الزمن الأول T1 على تباين صورة يكون صغيراً.

لذلك، عن طريق اختيار زمن التكرار، يمكننا التحكم في درجة وزن الزمن الأول T1 في الصورة الرنين المغناطيسي MR الناتجة.

زمن التكرار TR قصير ← وزن قوي T1

زمن التكرار TR طويل ← وزن قليل T1

العلاقة بين إشارة الرنين المغناطيسي MR لنسيج معين وظهوره على صور موزونة بالزمن الأول T1 تكون كما يلي:

الأنسجة ذات الزمن الأول T1 القصير تظهر أكثر إضاءة لأنها تكتسب معظم المغنطة الطولية أثناء فترة زمن التكرار TR ولذلك فإنها تنتج إشارة MR قوية.

الأنسجة ذات الزمن الأول T1 الطويل تظهر مظلمة (غامقة) لأنها لا تكتسب معظم المغنطة الطولية أثناء فترة زمن التكرار TR ولذلك فإنها تنتج إشارة الرنين المغناطيسي MR ضعيفة.

(٢ , ٣) زمن الصدى TE والوزن الثاني T2

Echo Time (TE) and T2 Weighting

على أي حال، ما هو الصدى ؟

سنرى في الفصل الرابع أن انحدارات مختلفة يجب تطبيقها للحصول على صورة الرنين المغناطيسي MR. في الوضع الحالي يكفي أن نعرف أن هذه الانحدارات

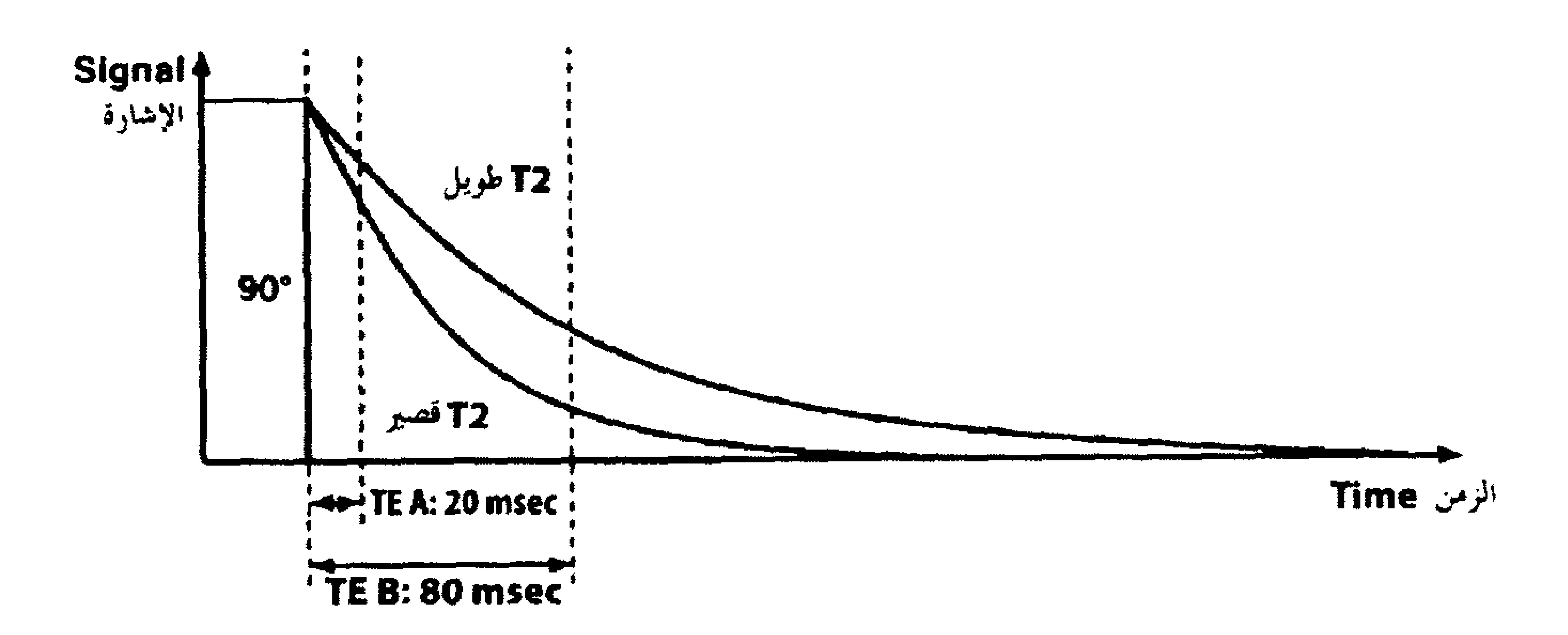
ستسبب عدم تجانس في المجال المغناطيسي ويمكن التحكم فيه وسنحتاجه لوضع نقطة الأصل لصورة الرنين المغناطيسي MR. كما أن الانحدارات ستشارك في إعادة طور المغازل. هذه التأثيرات يجب عكسها عن طريق تطبيق نبضة بؤرية قبل الحصول على إشارة رنين مغناطيسي MR معقولة. الإشارة التي يتم تطبيقها على ملف الاستقبال بعد حدوث التوافق في الطور يطلق عليها صدى المغزل ومن الممكن قياسها.

زمن الصدى TE هو الفترة الزمنية بين تطبيق نبضة الإثارة وتجميع إشارة الرنين المغناطيسي MR.

زمن الصدى يحدد تأثير الزمن الثاني T2 على تباين الصورة. يقع الزمن الثاني T2 في مدى عدة مئات من الملي ثانية ولذلك فهو أقصر بكثير من الزمن الأول T1.

إذا تم استخدام زمن صدى قصير (أقل من حوالي ٣٠ ملي ثانية)، فإن فروق الإشارة بين الأنسجة المختلفة تكون أقل (TEA في الشكل رقم ١٠) لأن زمن التراخي T2 يكون في بدايته ويكون هناك تداعي ضعيف للإشارة عند زمن تجميع الصدى. وبالتالي فالصورة الناتجة يكون لها وزن قليل للزمن الثاني T2.

إذا تم استخدام زمن صدى أكبر، في مدى الزمن الثاني T2 للأنسجة (فوق حوالي ٦٠ ملي ثانية)، فإن الأنسجة تظهر بشدة إشارة مختلفة في صورة الرنين المغناطيسي MR الناتجة (TEB في الشكل رقم ١٠): الأنسجة التي لها الزمن الثاني T2 أقصر تفقد معظم إشارتها وتظهر مظلمة في الصورة، بينما الأنسجة التي لها الزمن الثاني T2 أطول تنتج إشارات أقوى ولذلك تظهر أكثر إضاءة. وهذا يفسر سبب ظهور السوائل الدماغية التي لها الزمن الثاني T2 أطول (مثل الماء) بصورة أكثر إضاءة في الصورة الموزونة بالزمن الثاني T2 بالمقارنة بأنسجة المخ.



الشكل رقم (١٠). العلاقة بين زمن الصدى TE وتباين الزمن الثاني T2. عندما يكون زمن الصدى TE قصيراً جداً (A)، لن يكون هناك فرق تقريبا في الإشارة بين نسيجين بأزمنة T2 مختلفة، بينما ستكون هناك فروق واضحة عندما سيكون زمن الصدى TE أطول (B): النسيج الذي له الزمن الثاني T2 أقصر يفقد الإشارة أسرع ويصبح مظلماً بينما النسيج الذي له الزمن الثاني T2 أطول يكتسب إشارة أكثر إضاءة لفترة زمنية أطول.

عن طريق اختيار زمن صدى TE، فإن المشغل يمكنه التحكم في درجة وزن T2 في صورة الرنين المغناطيسي MR الناتجة.

زمن الصدى TE أقصر ← وزن T2 ضعيف

زمن الصدى TE أطول ← وزن T2 قوي

الشكل رقم (١٠) يبين أيضاً العلاقة بين قيم الزمن الثاني T2 للأنسجة وكيفية ظهورها على الصور الموزونة بالزمن الثاني T2.

الأنسجة التي لها الزمن الثاني T2 أقصر تظهر مظلمة أو غامقة على الصور الموزونة بالزمن الثاني T2، والأنسجة التي لها الزمن الثاني T2 أطول تظهر بصورة أكثر إضاءة على الصور الموزونة بالزمن الثاني T2.

العلاقة بين زمن التكرار TR وزمن الصدى TE وتباين الصورة الناتجة تم تلخيصها في الجدول رقم (١). الجدول رقم (٢) يبين قائمة بشدة الإشارة لأنسجة مختلفة في الصور الموزونة بالزمن الأول T1 و بالزمن الثاني T2. الجدول رقم (٣) يعطي نظرة شاملة لمعاملات التباين الضمنية لبعض الأنسجة المختارة.

الجدول رقم (١). تباين الصورة كدالة في زمن التكرار TR والزمن الثاني T2.

	زمن التكرار TR	زمن الصدى TE
الوزن بالزمن الأول T1	قصير	قصير
الوزن بالزمن الثاني T2	طويل	طويل
الوزن بكثافة البروتون	طويل	قصير

الجدول رقم (٢). شدة الإشارة لأنسجة مختلفة للصور الموزونة بالزمن الأول T1 والزمن الثاني T2.

النسيج	الصور الموزونة بالزمن الأول T1	الصور الموزونة بالزمن الثاني T2
الدهون	مضيء	مضيء
سائل مائى	مظلم	مضيء
ورم	مظلم	مضيء
نسيج ملتهب	مظلم	مضيء
عضلة	مظلم	مظلم
أنسجة موصلة	مظلم	مظلم
هيماتوما حادة	مظلم	مظلم

النسيج	الصور الموزونة بالزمن الأول T1	الصور الموزونة بالزمن الثاني T2
هيماتوما غير حادة	مضيء	مضيء
دم متدفق	لا توجد إشارة نتيجة التأثير الأظلامي للدم (المقطع ٢ , ٧)	
غضروف ليفي	مظلم	مظلم
غضروف زجاجي	مضيء	مضيء
عظام مدمجة	مظلم	مظلم
هواء	لا توجد إشارة	لا توجد إشارة

الجدول رقم (٣). كثافات البروتون النسبية (٪) والأزمنة الضمنية T1 و T2 بالملي ثانية للأنسجة المختلفة.

النسيج	كثافة البروتون	T1(1.5T)	T2(1.5T)
CSF	100	> 4000	> 2000
المادة البيضاء White matter	70	780	90
المادة الرمادية Gray matter	85	920	100
أورام الأغشية السحائية Meningioma	90	400	80
النمو السرطاني Metastasis	85	1800	85
الدهون Fat	100	260	80

يمكن الحصول على تتابع صدى مغزلي SE مثالي موزون بالزمن الأول T1 باستخدام TR/TE تساوي ١٣/ ٣٤٠ ملي ثانية. يمكن الحصول على صورة رنين مغناطيسي MR بصدى مغزلي سريع وموزونة بالزمن T2 باستخدام TR/TE تساوي ١٢٠/ ٣٥٠٠ ملي ثانية. صور الرنين المغناطيسي MR التي تربط بين تأثيرات بالزمن الأول T1 و الزمن الثاني

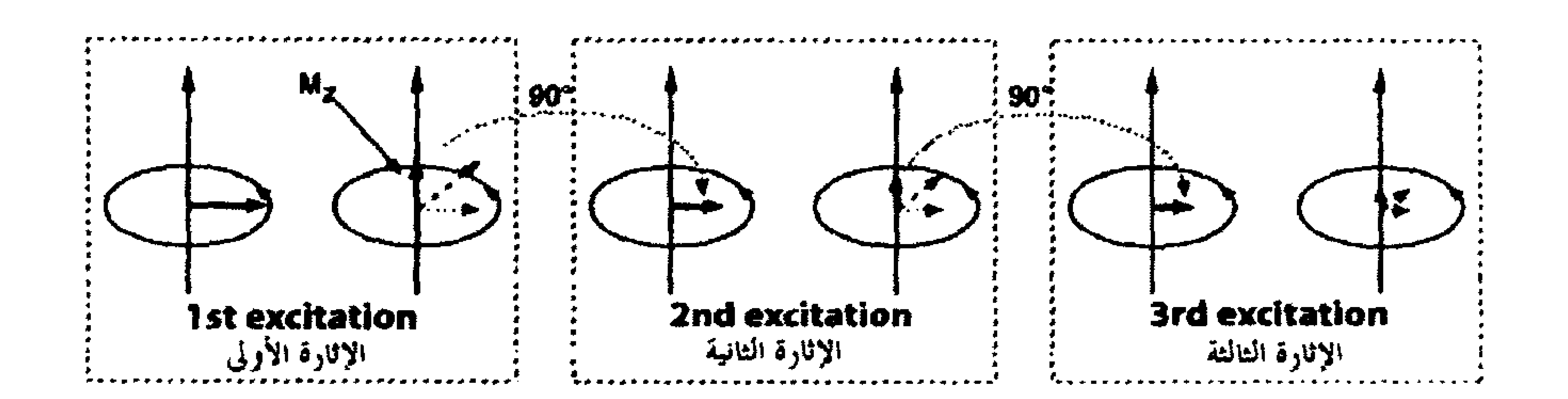
T2 تسمى بالصور الموزونة بكثافة البروتونات (PD images). الصور الموزونة بكثافة البروتونات PD التي لها زمن صدى TE حوالي ٤٠ ملي ثانية ينظر إليها أيضا على أنها صور متوسطة الوزن. حقيقة مهمة هي أن الصور الموزونة بكثافة البروتونات PD تكون نسبة الإشارة للضوضاء فيها أعلى (الفصل الخامس) من نظيرتها الموزونة بالزمن الأول T1 والزمن الثاني T2 لأن طول زمن التكرار TR يسمح باستعادة أو استعراض المغنطة الطولية بينما قصر زمن الصدى TE يقلل الإشارة نتيجة التداعي في المغنطة العكسية.

القيم المثالية للمعاملات للحصول على صور موزونة بكثافة البروتونات PD هي كمثال TR/TE تساوي ٢٠٠٠/ ١٥ ملي ثانية لصور كثافة البروتونات PD الموزونة بتتابع الصدى المغزلي SE و TR/TE تساوي ٤٤٠٠/ ٤٠ ملي ثانية للصور الموزونة بكثافة البروتونات PD الموزونة بتتابع الصدى المغزلي السريع FSE. تتابعات الصور الموزونة بكثافة البروتونات PD تكون مفيدة خاصة لتقييم الهياكل ذات الإشارات الضعيفة الشدة مثل العظام أو هياكل الأنسجة المتصلة مثل الأربطة والأوتار. الوزن بكثافة البروتونات يستخدم عادة للصور ذات التباين العالي. تتابعات الصدى المغزلي SE تفضل على تتابعات الصدى المغزلي السريع FSE للصور الموزونة بكثافة البروتونات PD لأن صور الصدى المغزلي SE تكون أقل عرضة للتشويه. في العيادات، تستخدم عادة تتابعات الصورة الموزونة بكثافة البروتونات PD لتصوير المخ، والعمود الفقري والجهاز العضلي الهيكلي.

(٣,٣) التشبع عند أزمنة التكرار القصيرة

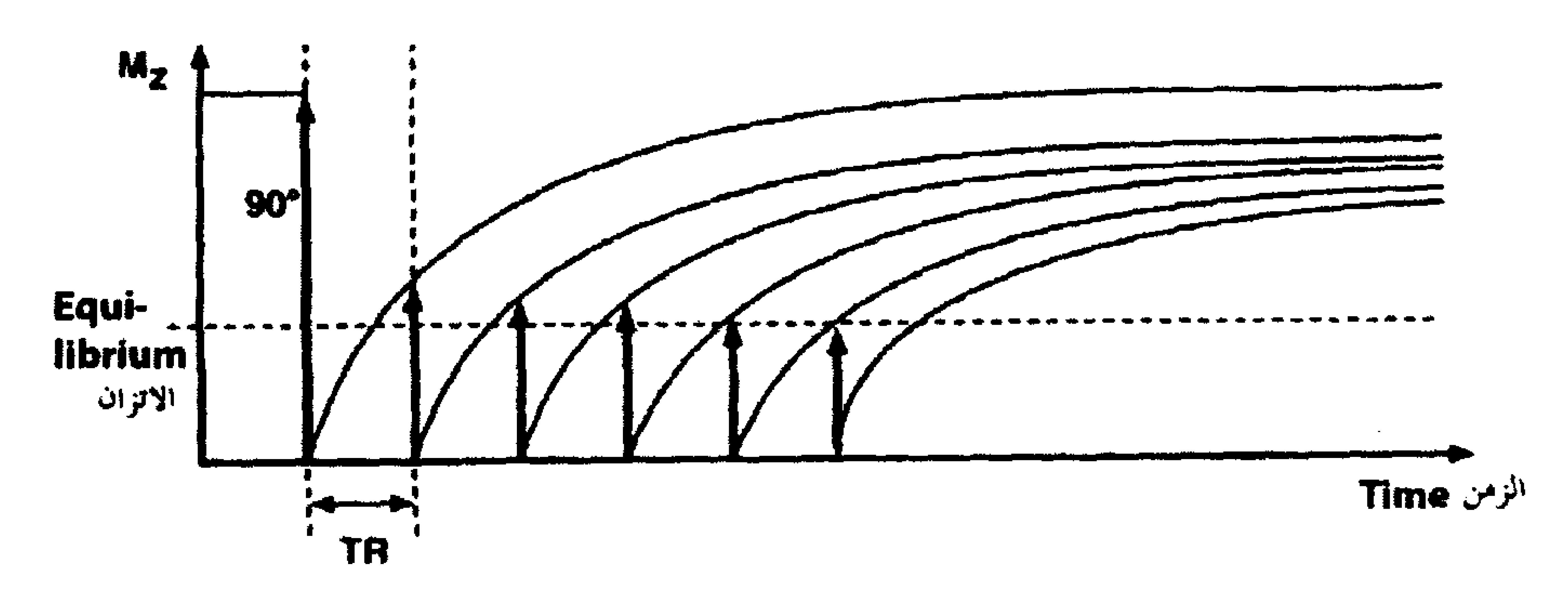
Saturation at Short Repetition Times

لقد ذكرنا في الجزء الخاص بزمن التكرار بأن هناك زمناً قليلاً لإعادة نمو المغنطة الطولية عندما يكون زمن التكرار TR قليلاً. كلما كان زمن التكرار TR قليلاً، كلما كانت مركبة المغنطة الطولية المتاحة للإثارة التالية أصغر، ومن ثم تقل إشارة الرنين المغناطيسي MR كذلك. عند تطبيق تتابع من نبضات الإثارة، فإن إشارة الرنين المغناطيسي MR تصبح أضعف وأضعف بعد كل نبضة تكرار. هذه العملية تسمى بالتشبع (الشكل رقم ١١).



الشكل رقم (١١). آلية التشبع، المغنطة الطولية M_z التي ستسترد في الفترة الزمنية والتي ستكون متاحة للإثارة التالية تتناقص بعد كل نبضة راديو RF. في المثال الموضح، يكون زمن التكرار TR قصيراً جداً بحيث أن كمية أقل قليلاً من نصف المغنطة الطولية الأصلية يمكنها أن تنمو قبل بداية نبضة الإثارة التالية.

التشبع يكون موضوعاً مهماً عند استخدام تقنيات الرنين المغناطيسي MR سريعة أو فوق السريعة. هنا تكون إشارة الرنين المغناطيسي MR ضعيفة جداً نتيجة زمن التكرار القصير جداً (الشكل رقم ١٢). سنعود لهذه الظاهرة عندما نشرح تتابعات الصدى الانحداري.



الشكل رقم (١٢). المغنطة الطولية عند زمن تكرار قصير. بعد تكرار الإثارة على فترات زمنية قصيرة جداً، فإن كمية المغنطة الطولية M_z المستعادة بعد كل نبضة تستقر عند مستوى قليل (حالة استقرار أو اتزان). في هذا الموقف، فإن كل إشارة الرنين المغناطيسي MR تتكون بعد كل نبضة إثارة ضعيفة جداً.

(٣ , ٤) زاوية الانقلاب (زاوية المقدمة) Flip Angle (Tip Angle)

إن التصوير بزاوية الانقلاب الجزئي هو تقنية يمكن استخدامها لتقليل التشبع والحصول على إشارة رنين مغناطيسي MR مناسبة على الرغم من قصر زمن التكرار. زاوية الانقلاب الصغيرة لا تحدث انحرافاً كلياً للمغنطة حتى ٩٠ درجة ولكن جزء من الـ ٩٠ درجة (مثلاً ٣٠ درجة). كنتيجة لذلك يكون هناك مغنطة عرضية أقل والإشارات المفردة ستكون أقل بينما سيكون هناك مغنطة طولية أكثر متاحة للإثارة التالية حتى لو كان زمن التكرار TR قصيراً جداً. وعلى ذلك فإن الإشارة الكلية ستكون أكبر من التي يمكن الحصول عليها مع زاوية انقلاب ٩٠ درجة. وعلى العموم، فكلما كان زمن التكرار TR قصيراً، فإن زاوية الانقلاب المطلوبة لمنع التشبع تكون أقل. زاوية الانقلاب التي تعظم الإشارة لأي زمن تكرار TR و زمن صدى TE تعرف بأنها زاوية إرنست Ernst angle.

(٣ , ٥) التشبع المسبق Presaturation

هناك اختيار آخر متاح لتعديل تباين الصورة وهو التشبع المسبق. هذه التقنية تستخدم نبضة عاكسة ابتدائية طورها ٩٠ أو ١٨٠ درجة يتم تطبيقها قبل الحصول على بيانات الصورة. يمكن ربط أو دمج نبضة التشبع المسبق مع كل نبضات التتابع الأساسية (SE, FSE, GRE, and EPI). ولكن ما هي فائدة هذه التقنية ؟

نبضات صدى الانحدار السريعة تكون في العادة محدودة بالتباين الضعيف للصورة لأن أزمنة التكرار القصيرة تؤدي إلى تشبع متجانس للأنسجة المختلفة. كما رأينا سابقاً، فإن الصور الناتجة تكون موزونة بالزمن الأول T1 ولكن ليست بهذه القوة. يمكن الحصول على وزن أقوى للزمن الأول T1 عن طريق اختيار زاوية انقلاب أكبر ولكن

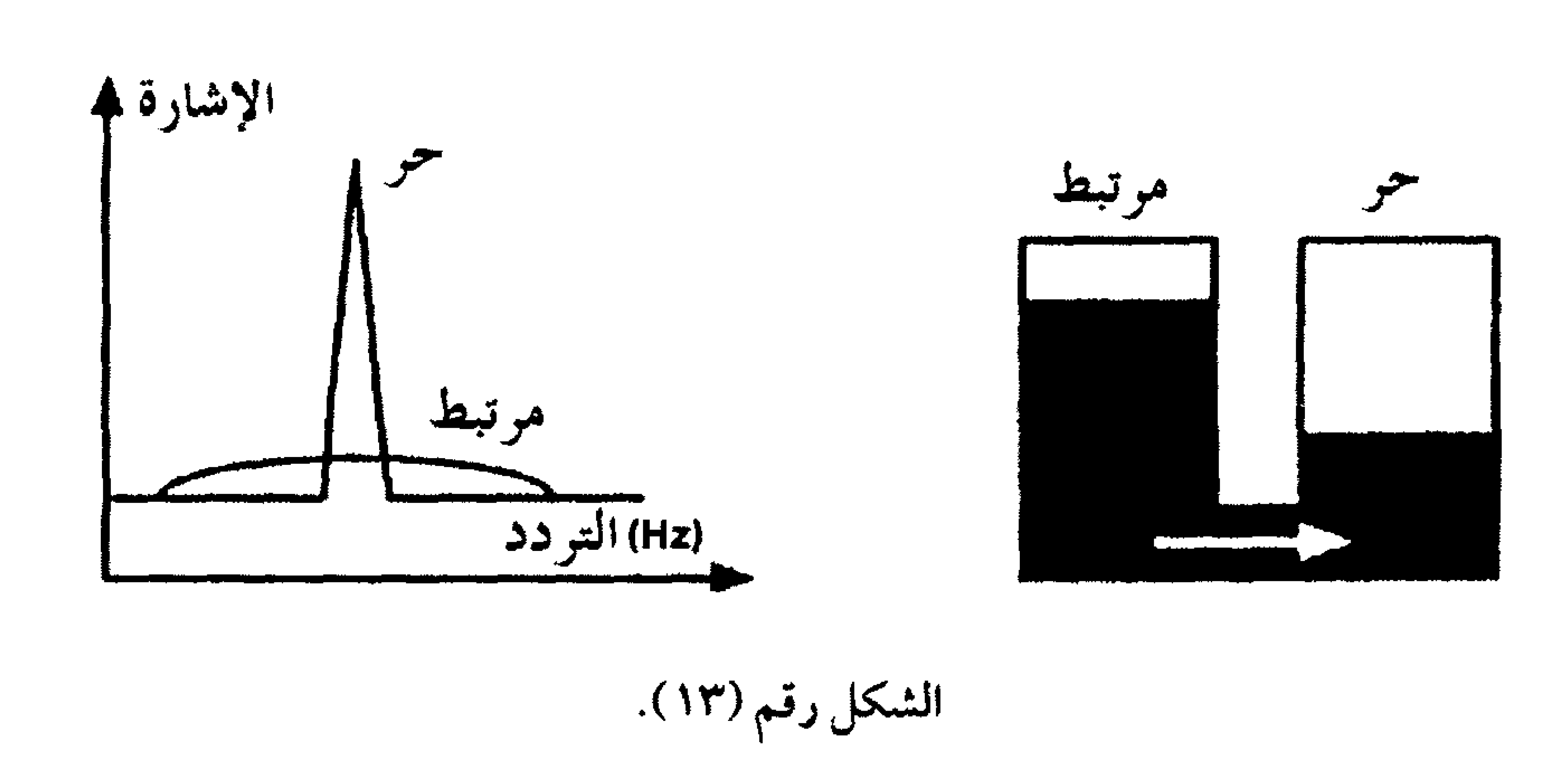
إشارة الرنين المغناطيسي MR الناتجة من الممكن أن تكون ضعيفة جداً للحصول على جودة مقبولة للصورة لأن التشبع من الممكن أن يزيد كذلك.

إن هذا يوضح لماذا تم استخدام التشبع المسبق لتحسين تباين الزمن الأول T1. يمكن الحصول على تأثير أكثر فعالية للزمن الأول T1 باستخدام نبضة عاكسة ١٨٠ درجة، أفضل من النبضة ٩٠ درجة لأن النبضة ١٨٠ درجة تعكس كل المغنطة الطولية. كنتيجة لذلك فإن تراخي T1 يبدأ عند 1- بدلاً من 0 وبذلك يتاح ضعف الكمية من المغنطة الطولية. بالإضافة لذلك، فإن المشغل يمكنه تعديل تأثير الزمن الأول T1 عن طريق تغيير الفترة الزمنية بين النبضات العاكسة ١٨٠ درجة ونبضة الإثارة (= زمن العكس، T1). الزمن الأول T1 يمكن اختياره بحيث إن مشاركة الإشارة من نسيج معين يمكن القضاء عليها عن طريق تطبيق نبضة الإثارة عندما يكون النسيج خالياً من المغنطة. لذلك، فإن قصر T1 سيخمد الإشارة من الدهون (المقطع ٥ , ٧) وطول الزمن الأول T1 للإشارة من CSF (تتابع FLAIR، المقطع ٦ , ٧). وتطبيق عملي آخر لاستخدام التشبع المسبق وهو تحسين التصوير المتأخر في مرضى الذبحة القلبية (المقطع ٨ , ١١).

(٦ , ٣) نقل المغنطة Magnetization Transfer

بدون التصريح بذلك، فإنه فيما سبق كنا نقصد البروتونات الحرة (البروتونات في الماء الحر) عندما كنا نتكلم عن البروتونات لأن هذه فقط هي التي تشارك في إشارة الرنين المغناطيسي MR. بالإضافة إلى بروتونات الماء، فإن الأنسجة الحية تحتوي أيضاً تجمعات معينة من البروتونات المرتبطة والتي تكون جزيئات ضخمة (أو ماكروية) macromolecules (في العادة بروتينات). هذه البروتونات لا يمكن إظهارها مباشرة نتيجة أن الزمن الأول T1 لها قصير جداً. إن مدى ترددات لارمور لها أوسع من ترددات بروتونات الماء. وهذا هو السبب في أن البروتونات الجزيئية الضخمة يمكن أيضا إثارتها بنبضات راديو RF لها

ترددات تختلف قليلاً من ترددات لارمور لبروتونات الهيدروجين. لذلك، فمن الممكن أن نختار إثارة الأنسجة التي لها تجمعات كبيرة من البروتونات الجزيئية الضخمة بدون التأثير المباشر على البروتونات في الماء الحر. التطبيق المتكرر لنبضات نقل المغنطة يشبع المغنطة في البروتونات الجزيئية الضخمة حيث تم نقلها إلى البروتونات الحرة القريبة. هذه العملية تكون مصحوبة بنقص في الإشارة التي يعتمد مقدارها على تركيز الجزيئات الضخمة ومدى تفاعلها مع الماء الحر والذي يعرف بنقل المغنطة (الشكل رقم ١٣). النقص في شدة الإشارة بسبب النقل المغناطيسي يكون كبيراً في الأنسجة الصلبة وصغيراً فقط في السوائل (طالما أن محتوياتها من الجزيئات الضخمة يكون قليلاً) والأنسجة الدهنية.



الشكل رقم (١٣).

لقد تم استغلال ظاهرة نقل المغنطة لتحسين تباين الصورة باستخدام تقنية معروفة بالتصوير بنقل المغنطة. تباين نقل المغنطة (MTC) يستخدم في التصوير الغضروفي حيث يستخدم لتحسين التباين بين السوائل الزلالية synovial fluids والغضاريف لأن هذه السوائل تحتوي على القليل من البرتونات المرتبطة ولذلك فإنها تُظهر نقل مغنطة قليل بينما الغضاريف تحتوي جزء أكبر من البروتونات المرتبطة ولذلك تظهر كمية أكبر من المغنطة المنقولة. في المخ، نجد أن تقنية نقل المغنطة MTC تحسن اكتشاف جروح تعزيز الجادولينيوم gadolinium.

References المراجع

1- Nessaiver M (1996) All you really need to know about MR imaging physics. University of Maryland Press, Baltimore

2- Duerk JL (1997) Relaxation and contrast in MR imaging. In: Riederer SJ, Wood ML (eds) Categorical course in physics: the basic physics of MR imaging. RSNA Publications no 19, Oak Brook

3- Elster AD, Burdette JH (2001) Questions and answers in magnetic resonance imaging, 2nd edn. Mosby, St. Louis

الفصل الرابع

اختيار الشريحة والتشفير المكاني
Slice Selection and Spatial Encoding

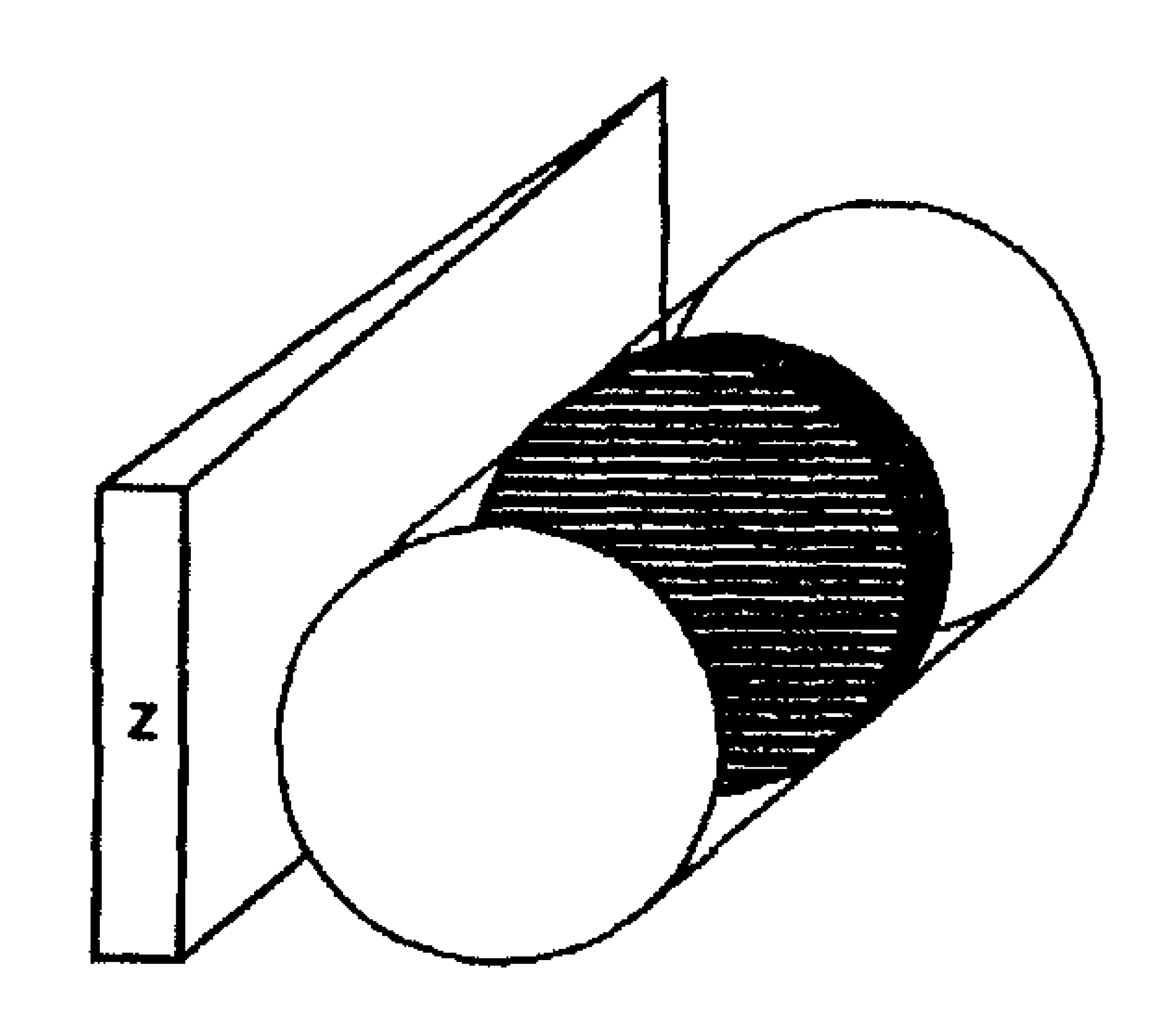
لقد أستعرضنا في الأجزاء السابقة ظاهرة الرنين المغناطيسي MR وشرحنا دور أزمنة التكرار والصدى. الآن، وفي النهاية، نحن نريد أن نصنع صورة. كتقنية التصوير الشعاعي المقطعي tomographic، فإن تصوير الرنين المغناطيسي يولد صوراً لمقاطع عرضية للجسم البشرى. لذلك فإن نبضة الإثارة تطبق على الشريحة التي نريد تصويرها وليس لكل الجسم. كيف يتم ذلك، وكيف تمدنا الإشارة بمعلومات عن أصلها في الشريحة ؟

لتوضيح ذلك، سنفترض شريحة عرضية (محورية) أو مقطع عرضي خلال الجسم. المجال المغناطيسي في معظم ماسحات الرنين المغناطيسي MR لا يتم توجيهها من القمة للقاع،كما في كل التوضيحات التي استخدمناها حتى الآن، ولكن من خلال محور الجسم للشخص الذي يتم تصويره. من الآن، سنرمز لهذا الاتجاه بالرمز "z" لأنه كما قلنا سابقاً فإن z تعني اتجاه المجال المغناطيسي الأساسي. الانحدار أو التدرج في المجال المغناطيسي الذي تم استخدامه يمكن التعبير عنه بأهداب، الجزء السميك من هذه الأهداب يمثل شدة المجال الأعلى والجزء الرفيع فيها يمثل شدة المجال الأقل.

كل من الإثارة لشريحة معينة وتحديد مكان أصل الإشارة داخل الشريحة يعتمد على حقيقة أن تردد لارمور يتناسب مع شدة المجال المغناطيسي. بالإضافة إلى ذلك، نتذكر أن البروتونات يتم إثارتها فقط بنبضات راديو RF والتي يكون ترددها تقريبا

يساوي تردد لارمور (حالة الرنين). إذا تم توليد مجالات بشدة متماثلة في كل الجسم، فإن كل البروتونات ستكتسب نفس تردد لارمور ويمكن إثارتها بشكل متزامن عن طريق نبضة راديو RF وحيدة.

لتنشيط الإثارة الاختيارية لشريحة معينة، فإن المجال المغناطيسي يتم ضبطه ليكون غير متجانس بطريقة خطية خلال الاتجاه z عن طريق ملف انحدار. كنتيجة لذلك، فإن شدة المجال المغناطيسي يكون لها انحدار منتظم بحيث، كمثال، تكون أضعف ما يمكن عند رأس المريض وأقوى ما يمكن عند الأقدام. لذلك فإن تردد لارمور يتغير تدريجياً خلال المحور z وسيكون لكل شريحة الآن ترددها الخاص. لذلك، فإن تطبيق نبضة RF التي توافق تردد لارمور عند الشريحة المطلوبة ستثير البروتونات عند الشريحة المختارة فقط بينما سيبقى باقي الجسم غير متأثر (الشكل رقم ١٤).



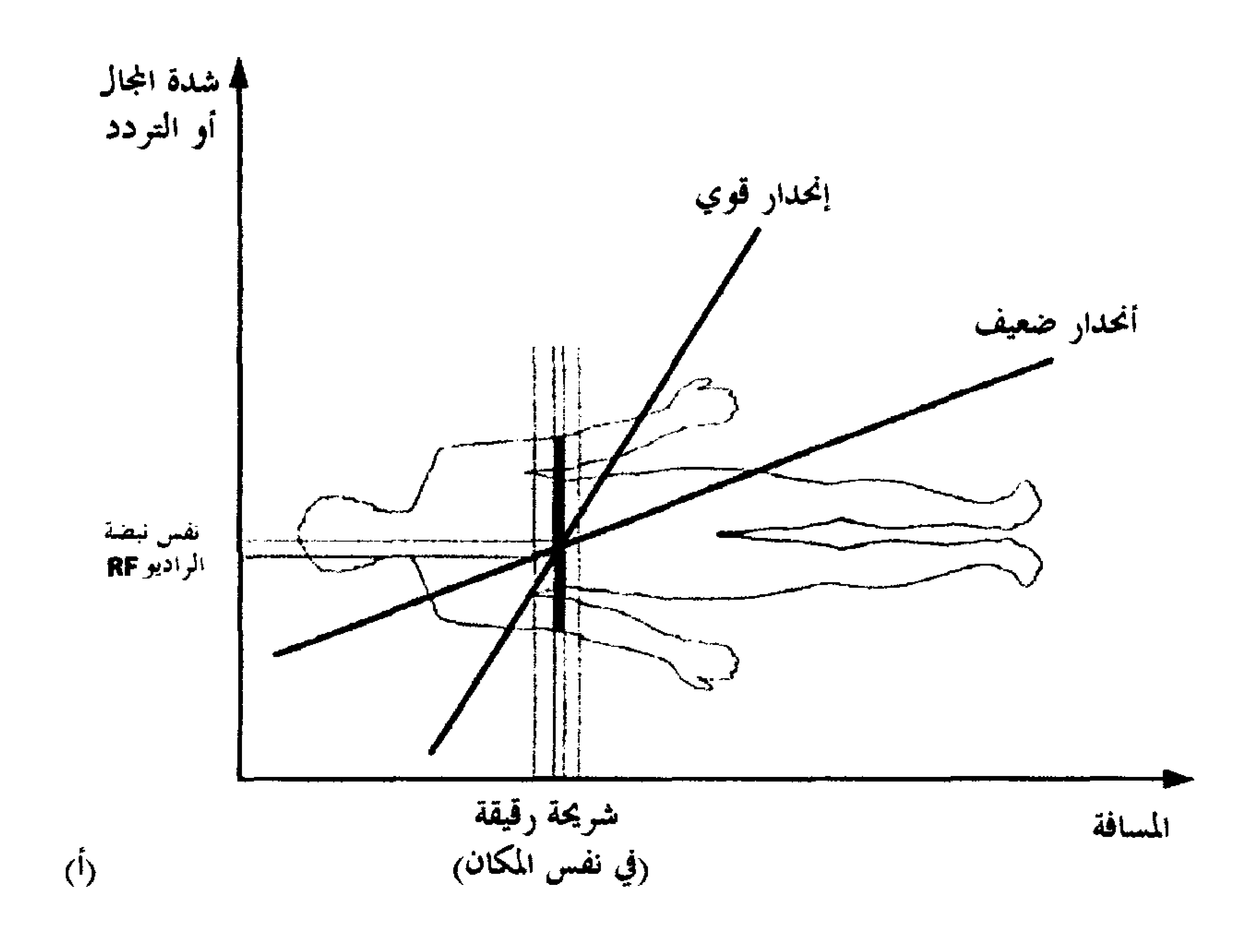
الشكل رقم (١٤). اختيار الشريحة عن طريق الانحدار في المحور z. نبضة راديو RF بتردد معين تثير شريحة واحدة محددة (المظللة) بحيث إن الشرائح المجاورة لن تتأثر لأن لها تردد رنيني مختلف.

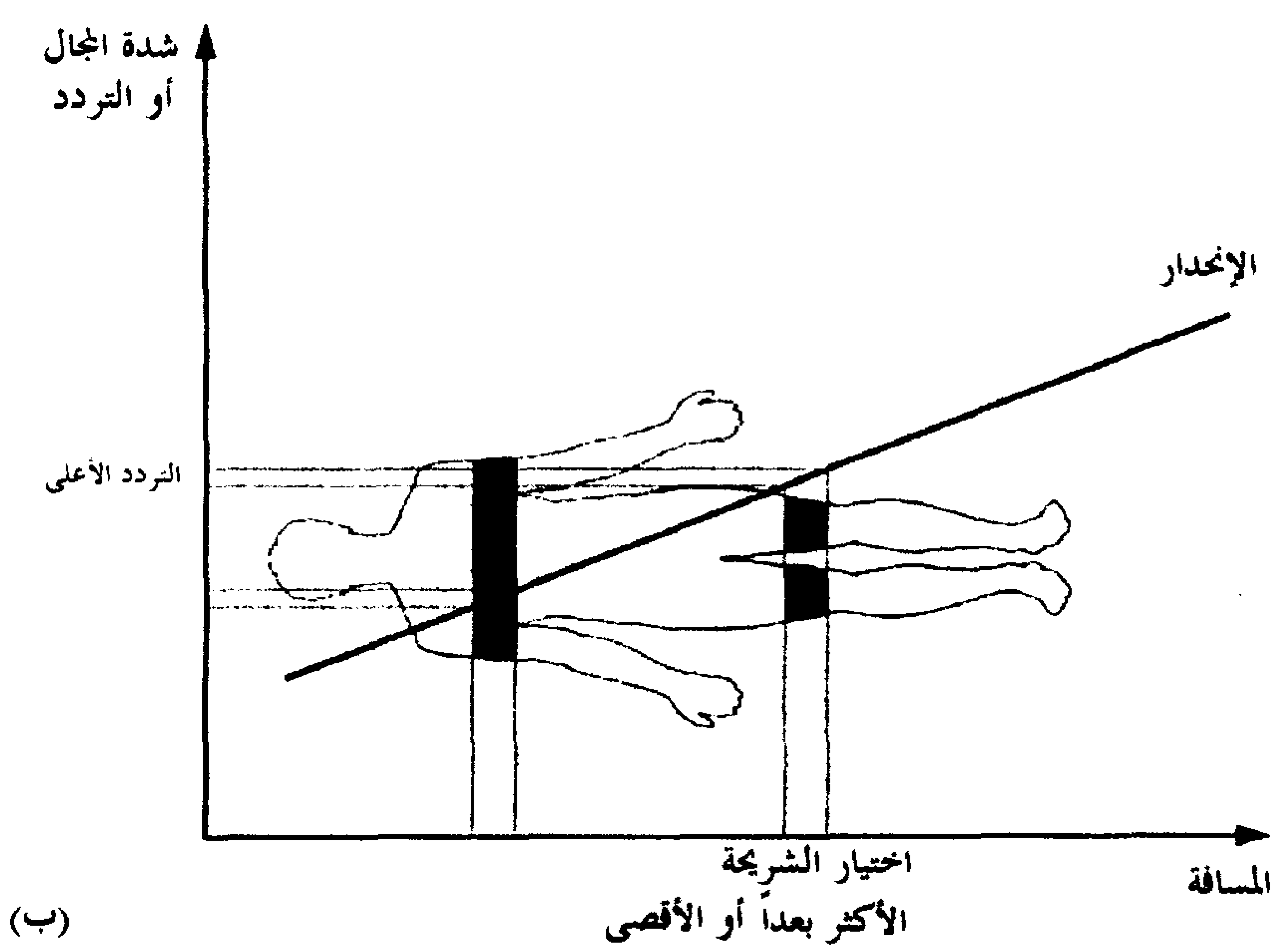
الانحدارات هي عبارة عن مجالات مغناطيسية إضافية تولدت عن طريق ملفات الانحدار ويتم طرحها أو إضافتها من المجال المغناطيسي الأساسي. على حسب موقعها من خلال الانحدار، فإن البروتونات يتم تعريضها وقتيا لمجالات مغناطيسية بشدة

مختلفة وبذلك ستختلف في ترددها الدقيق. الانحدار الضعيف سيولد شرائح سميكة بينما الانحدار الشديد أو العالي سيولد شرائح أرفع أو أقل سمكاً (الشكل رقم ١٥أ). مكان الشريحة يتحدد بتغيير مركز التردد لنبضة الراديو RF المطبقة (الشكل رقم ١٥ب).

باختيار مكان وسمك الشريحة عن طريق تطبيق الانحدار المناسب لذلك، يمكننا الآن أن نستمر في شرح كيفية تحديد مكان إشارة الرنين المغناطيسي MR. يتم ذلك عن طريق التشفير المكاني spatial encoding والذي يعتبر الهدف الصعب في توليد صورة الرنين المغناطيسي MR ويتطلب ذلك تطبيق انحدارات إضافية لتغير من شدة المجال المغناطيسي في المحور y والمحور x. بمجرد فهمنا لمعنى التشفير المكاني، سيكون من السهل علينا فهم الأنواع المختلفة للعوامل التي تقلل من جودة الصورة عملياً. التشفير المكاني يحتوى على خطوتين، تشفير لزاوية الطور phase encoding و تشفير للتردد frequency encoding. سيتم شرح هاتين الخطوتين بترتيبهم السابق، مما يعني أننا يجب أن نبدأ بالخطوة الصعبة والتي هي تشفير الطور.

بالنسبة لتشفير الطور، فإنه يتم تطبيق انحدار في الاتجاه y (من أعلى لأسفل) بعد إثارة المغازل وعملها في المستوى xy. انحدار تشفير الطور هذا يغير في ترددات لارمور للمغازل تبعا لموقعهم في اتجاه الانحدار. كنتيجة لذلك، فإن المغازل التي في المستويات الأعلى من المسح تتعرض لمجال مغناطيسي أقوى ولذلك فإنها تكتسب طورا بالنسبة للمغازل الأكثر بطئا في اتجاه الانحدار. ستكون النتيجة هي إزاحة في طور المغازل بالنسبة لبعضها ببعض (الشكل رقم ١٦). درجة إزاحة الطور تتحدد بمقدار وسعة انحدار مشفر الطور وبالموقع الطبيعي لتذبذب النوى على امتداد طولها. إن كسب الطور يكون أعلى للنوى القريبة من قمة الماسح. عند غلق الانحدار أو توقيفه بعد فترة من الزمن، فإن كل المغازل تعود إلى بداية معدل عملها مع الاحتفاظ بطور للإمام أو للخلف بالنسبة لحالتها السابقة. يتغير الطور الآن خلال المحور y بطريقة خطية بحيث إن كل خط من خلال الشريحة يمكن تحديده بزاوية طور خاصة به وفريدة.





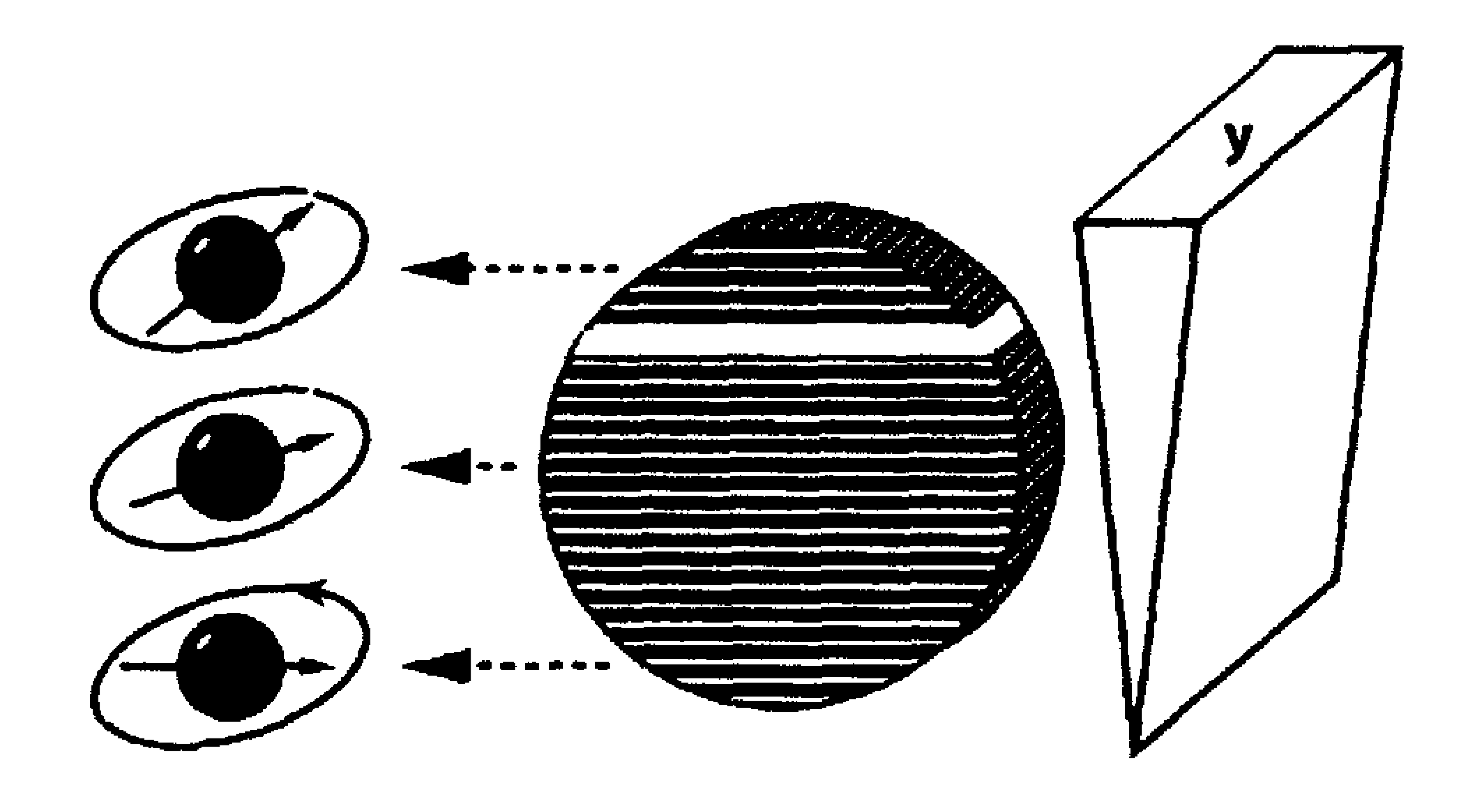
الشكل رقم (١٥). (أ) شدة الانحدار المطبق يحدد سمك الشريحة. نبضة الراديو RF لتردد عرض مجال معين تنتج شريحة رقيقة إذا كان الانحدار قوياً وشريحة سميكة إذا كان الانحدار ضعيفا. (ب) نبضة الراديو RF المركزية المطبقة تحدد مكان الشريحة.

البعد المكاني الثاني لإشارة الرنين المغناطيسي MR الذي نريد تحديده يكون مشفرا بالتغير في التردد خلال الاتجاه x. للوصول لذلك، يتم تطبيق تشفير ترددي انحداري، في المثال الحالي يكون في اتجاه المحور x. هذا الانحدار يولد مجالاً مغناطيسياً تزداد شدته من اليمين لليسار. التغيرات المقابلة في تردد لارمور تجعل المغازل على الجانب الأيسر تعمل أبطأ من المغازل على الجانب الأيمن. عند تجميع إشارة الرنين المغناطيسي MR في أثناء عمل مشفر التردد الانحداري، فإننا لا نحصل على تردد وحيد ولكن على طيف ترددي كامل (الشكل رقم ١٧) مسببا ترددات أعلى عند الحافة اليمنى للشريحة وترددات أقل عند الحافة اليسرى. لذلك فإن كل عمود في الشريحة يتحدد بتردد معين. التردد والطور معا ينشطان تحديد مكاني وحيد لكل عنصر حجمي (voxel).

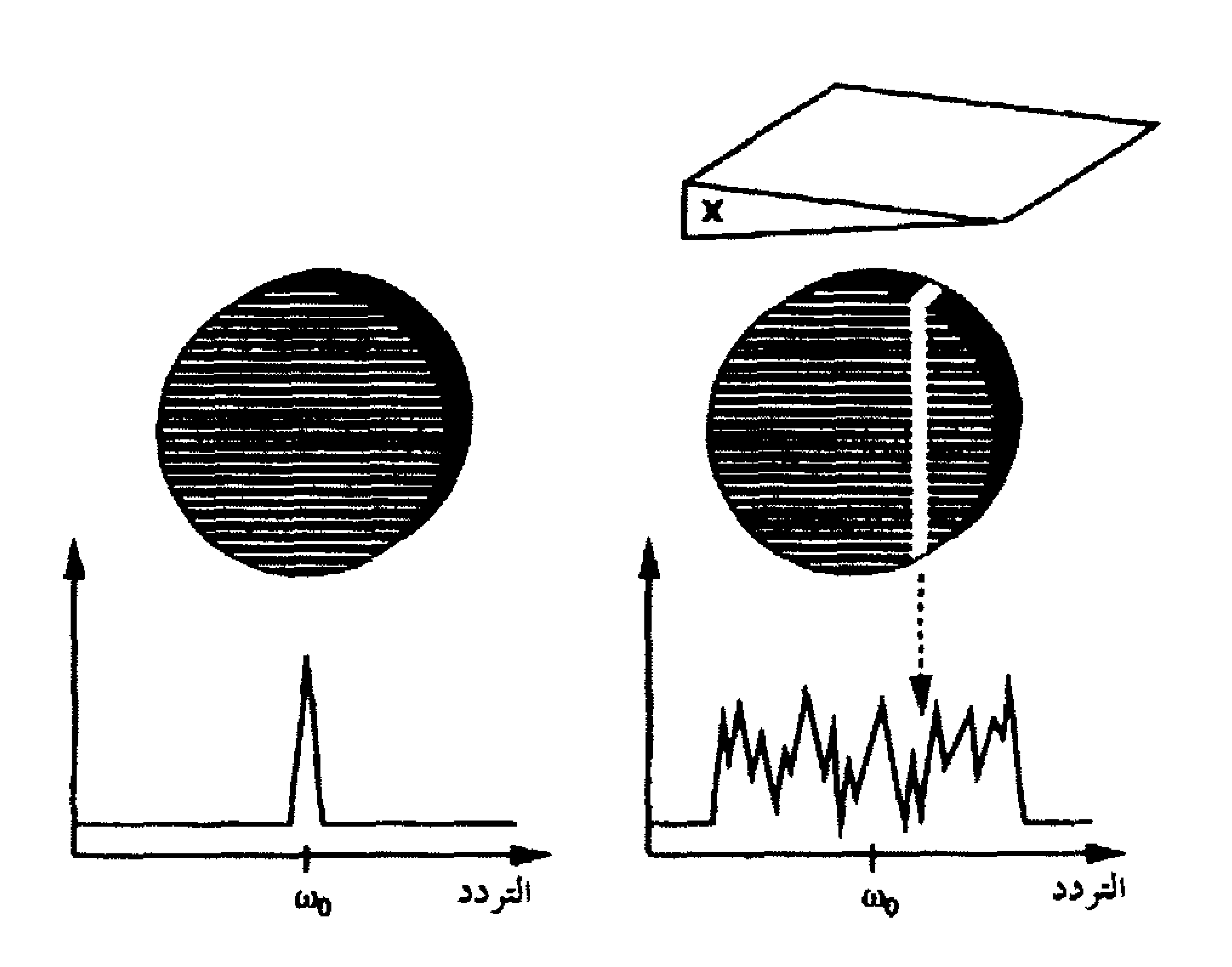
تحتوي إشارة الرنين المغناطيسي MR المقاسة في هذه الحالة على معلومتين. التردد الذي يحدد الإشارة خلال المحور x. هذه المعلومة يمكن استخلاصها مباشرة عن طريق تطبيق محول فورير (أو تحليل ترددي) لفك الإشارة إلى محتوياتها أو مركباتها الترددية في اتجاه التشفير الترددي. هذه العملية الحسابية تساعد في تحديد الترددات الخاصة التي تحدد الإشارة. توزيع الطور في كل تردد يعطي معلومات عن مكان أصل الإشارة المقابلة في خلال المحور y. كيف سنحصل على هذه المعلومة الثانية إذا كان لدينا كل المغازل تدور بنفس التردد وأطوار مختلفة؟ الزاوية الخاصة بكل مغزل لا يمكن استنتاجها من إشارة وحيدة ولكن من مجموعة من الإشارات. في هذا الإطارأيتم مقارنة إشارة الرنين المغناطيسي MR مع معادلة حسابية بعدة مجاهيل (٢٥٦ مثلاً) نعرف نتيجتها ولا نعرف مجاهيلها.

لحساب هذه المجاهيل، فإننا نحتاج لعدد من المعادلات يساوي هذا العدد من المجاهيل. بتطبيق ذلك على إشارة الرنين المغناطيسي MR، فإن ذلك يعني أننا يجب أن نكرر هذا التتابع عدة مرات مع زيادة أو نقص شدة الانحدار. مجموعة الصدى التي نحصل عليها بتشفيرات مختلفة للطور تمكننا من استنتاج معلومات الطور المكانية المشفرة عن طريق تطبيق محول فورير ثاني، يكون في اتجاه المحور y هذه المرة. لذلك، فإنه للتشفير المكاني في بعدين، فإن محول فورير يتم تطبيقه مرتين، وهذا هو السبب في

تسمية هذه الطريقة بمحول فورير ذي البعدين (2D-FT). لإجراء مثل هذه الحسابات المعقدة، حل مجموعة من المعادلات تصل إلى ٢٥٦ معادلة في ٢٥٦ مجهولاً كمثال، فإن ماسح الرنين المغناطيسي MR يتم تجهيزه بحاسب خاص، يسمى معالج المصفوفات.



الشكل رقم (١٦). تشفير الطور عن طريق الانحدار في اتجاه y. كل خط أفقي (كمثال الخط الأبيض) يتحدد بكمية محددة من إزاحة الطور.



الشكل رقم (١٧). التشفير الترددي عن طريق الانحدار في اتجاه x. عند إغلاق الانحدار (اليسار) يتم استقبال تردد وحيد فقط، تردد لارمور w. عند فتح الانحدار (اليمين) يتم استقبال طيف ترددي يتحدد فيه كل عمود بالتردد الوحيد والخاص به.

يتم إجراء قياسات متعددة بتأخيرات زمنية متعددة، وقد ذكر زمن التكرار مسبقا. عدد خطوات تشفير الطور التي يتم إجراؤها يعتمد على جودة الصورة المطلوبة. زيادة عدد خطوات التشفير يحسن من تباين وجودة الصورة ولكنه أيضا يطيل زمن المسح.

(١ , ٤) التشفير المكاني ثلاثي الأبعاد Three-dimensional Spatial Encoding

أحياناً نحتاج لتصوير الحجم الكلي بدلاً من الاكتفاء بشرائح معينة، وذلك للأسباب التالية:

- مجموعة بيانات المصدر المكتسبة يكون مطلوباً معالجتها مبدئياً، كمثال، لتوليد إعادة هيكلة في مستويات مختلفة.
- رغبة أحدهم في الحصول على شريحة رقيقة بدون إغراق إشارة الرنين المغناطيسي MR في الضوضاء. الشرائح الرقيقة تؤدي إلى إشارات رنين مغناطيسي MR أضعف لأن المغازل المثارة تكون أقل. يمكن التغلب على هذا العيب عن طريق الاستفادة من الإشارة القوية المتولدة عن طريق حجم كامل واستخلاص الشرائح المعينة بعد ذلك.

إذا أردنا إثارة حجم كامل بدلاً من شريحة واحدة، فإننا سنحتاج لخطوة إضافية لتشفير المعلومات المكانية في الاتجاه الثالث (z). (هذه هي المعلومات المتوفرة عن طريق انحدار اختيار الشريحة عند مسح شريحة وحيدة).

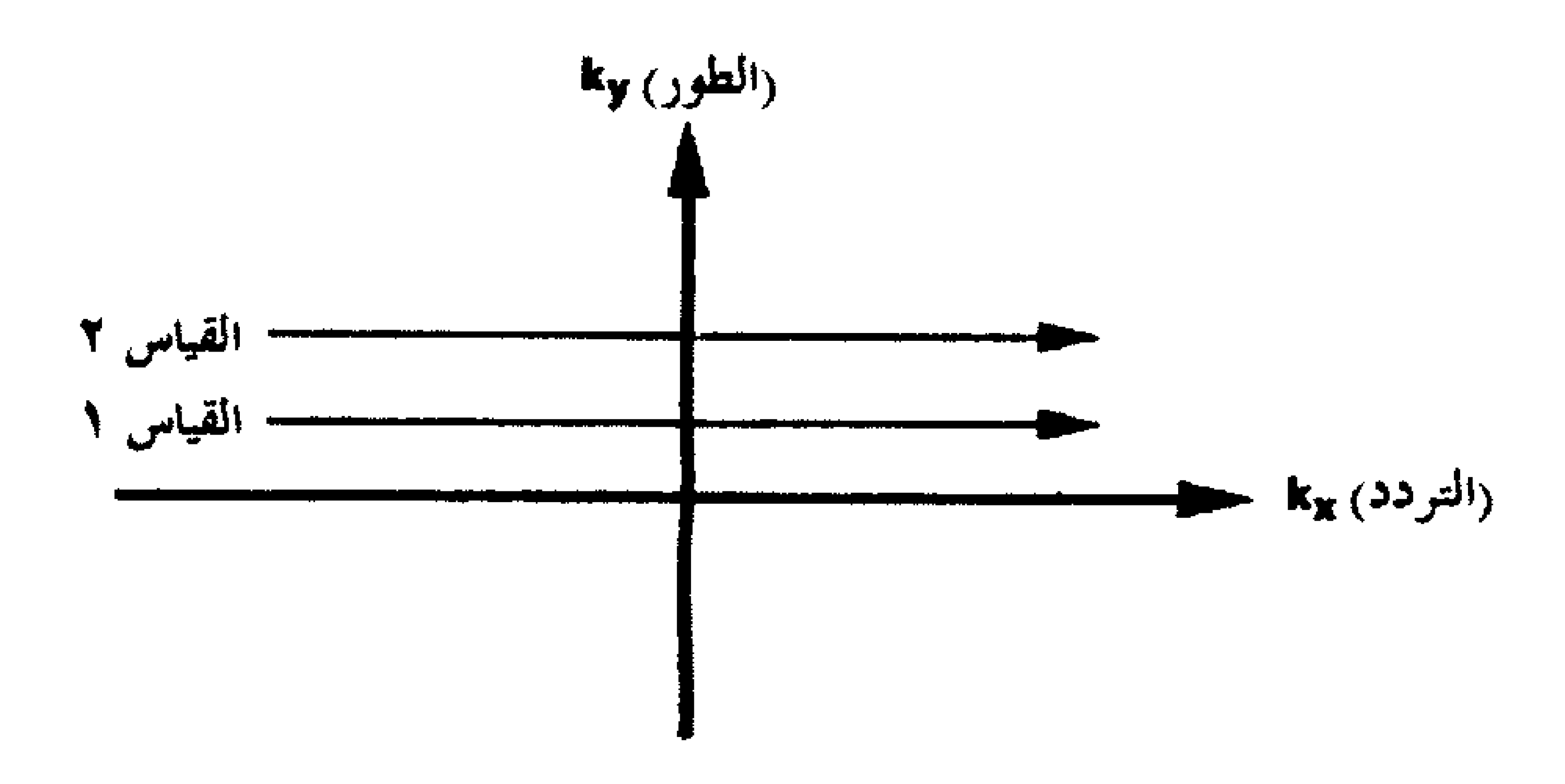
في التصوير الحجمي، فإن الوضع المكاني للإشارة في خلال الاتجاه z يتم تشفيره عن طريق تطبيق انحدار تشفير طور إضافي، يسمى بالانحدار z. كما في حالة تشفير الانحدار في المحور y، فإن عدد التكرارات التي يتم إجراؤها بقيم مختلفة للانحدار تحدد تباين الصورة في الاتجاه z، والذي يقابل سمك الشريحة في التصوير ثنائي الأبعاد. حساب الصورة الحجمية يستهلك وقتا أكثر؛ لأنه يتم استخدام محول فورير ثلاثي الأبعاد (3D-FT) مع وجوب إضافة محول في الاتجاه z. يعطى المحول 3D-FT بيانات

ثلاثية الأبعاد للحجم بدون فجوات بين الشرائح والتي يمكن منها إعادة هيكلتها في أي مستوى أو مسقط يمكن توليده بمساعدة خواريزم هيكلة مناسب. هذه التقنيات مفيدة جداً في تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MR.

العيب الأساسي في التصوير الحجمي هو أنه يمكن أن يطيل زمن المسح بطريقة غير مبررة أو مفرطة لأن التشفير المكاني في الاتجاه x و y لابد من إجرائه لكل خطوة تشفير للطور في اتجاه المحور z.

(٢ , ٤) الفضاء-K K-space

البيانات المجمعة من الإشارات يتم تخزينها في مساحة حسابية تعرف بالفضاء K. الفضاء K له محوران، الأفقي منهم (K_x) يمثل بيانات التردد والمحور الرأسي (K_y) يمثل بيانات الطور (الشكل رقم ١٨). إنها مصفوفة شكلية لبيانات الرنين المغناطيسي MR الرقمية والتي تمثل صورة الرنين المغناطيسي MR قبل استخدام محول فورير. كل خط في الفضاء K يقابل واحداً من القياسات ويتم اكتساب خط لكل خطوة تشفير للطور. خط المركز (٠) يمتلأ بالبيانات التي لم تتأثر بتشفير انحدار الطور (مركز الانحدار).



الشكل رقم (١٨). الفضاء K. K_x هي محور التردد، و K_y هي محور الطور. البيانات من كل قياس تمثل خط أفقي مختلف.

يتم إنشاء صورة الرنين المغناطيسي MR من البيانات الخام عن طريق تطبيق محول فورير ثنائي الأبعاد 2D-FT بعد الانتهاء من المسح وامتلاء الفضاء K. الخطوط في الفضاء K لا تتقابل تماما مع الخطوط في الصورة الناتجة. البيانات في مركز الفضاء K تحدد أساساً التباين في الصورة بينما الخطوط الخارجية تمثل أساساً معلومات مكانية. عند شرح التتابعات السريعة (الفصل الثامن)، ستتعلم كيف نزيد من سرعة المسح عن طريق ملء أكثر من خط في الفضاء K بقياس واحد.

المراجع References

1- Wehrli FW (1997) Spatial encoding and k-space. In: Riederer SJ, Wood ML (eds). Categorical course in physics: The basic physics of MR imaging. *RSNA Publications no 31, Oak Brook*

2- Wood ML, Wehrli FW (1999) Principles of magnetic resonance imaging. In: Stark DD, Bradley WG Jr (eds) Magnetic resonance imaging, 3rd edn. Mosby-Year Book no 28, Mosby, St. Louis

الفصل الخامس

العوامل المؤثرة في نسبة الإشارة للضوضاء
Factors Affecting the Signal-to-Noise Ratio

لقد تعلمنا في الفصول السابقة كيف تتكون إشارة الرنين المغناطيسي MR وكيف يتم معالجة الإشارات المجمعة لتكوين صورة الرنين المغناطيسي MR. ما تم إهماله فيما سبق هو أن إشارة الرنين المغناطيسي MR يمكن أن تتأثر أو تنخفض عن طريق الضوضاء. الضوضاء على هذه الصورة تنتج من عدد من العوامل المختلفة:

- عيوب في نظام الرنين المغناطيسي MR مثل عدم التجانس في المجال المغناطيسي، والضوضاء الحرارية من ملفات الراديو RF، أو عدم الخطية في مكبرات الإشارة.
- عوامل مصاحبة مع عمليات معالجة الصورة نفسها.
- عوامل متعلقة بالمريض تنتج من تحريك جسمه أو حركاته التنفسية.

العلاقة بين إشارة الرنين المغناطيسي MR وكمية الضوضاء في الصورة يعبر عنها بنسبة الإشارة للضوضاء signal to noise ratio (SNR). حسابياً نسبة الإشارة للضوضاء SNR هي حاصل قسمة شدة الإشارة المقاسة في منطقة الاهتمام (ROI) والانحراف القياسي لشدة الإشارة في منطقة خارج التشريح أو الهدف الذي يتم تصويره (بمعنى منطقة لا توجد عندها إشارة من الأنسجة).

القيم العالية لنسبة الإشارة للضوضاء SNR يكون مرغوباً فيها دائما في الرنين المغناطيسي MRI. تعتمد نسبة الإشارة للضوضاء SNR على العوامل التالية:

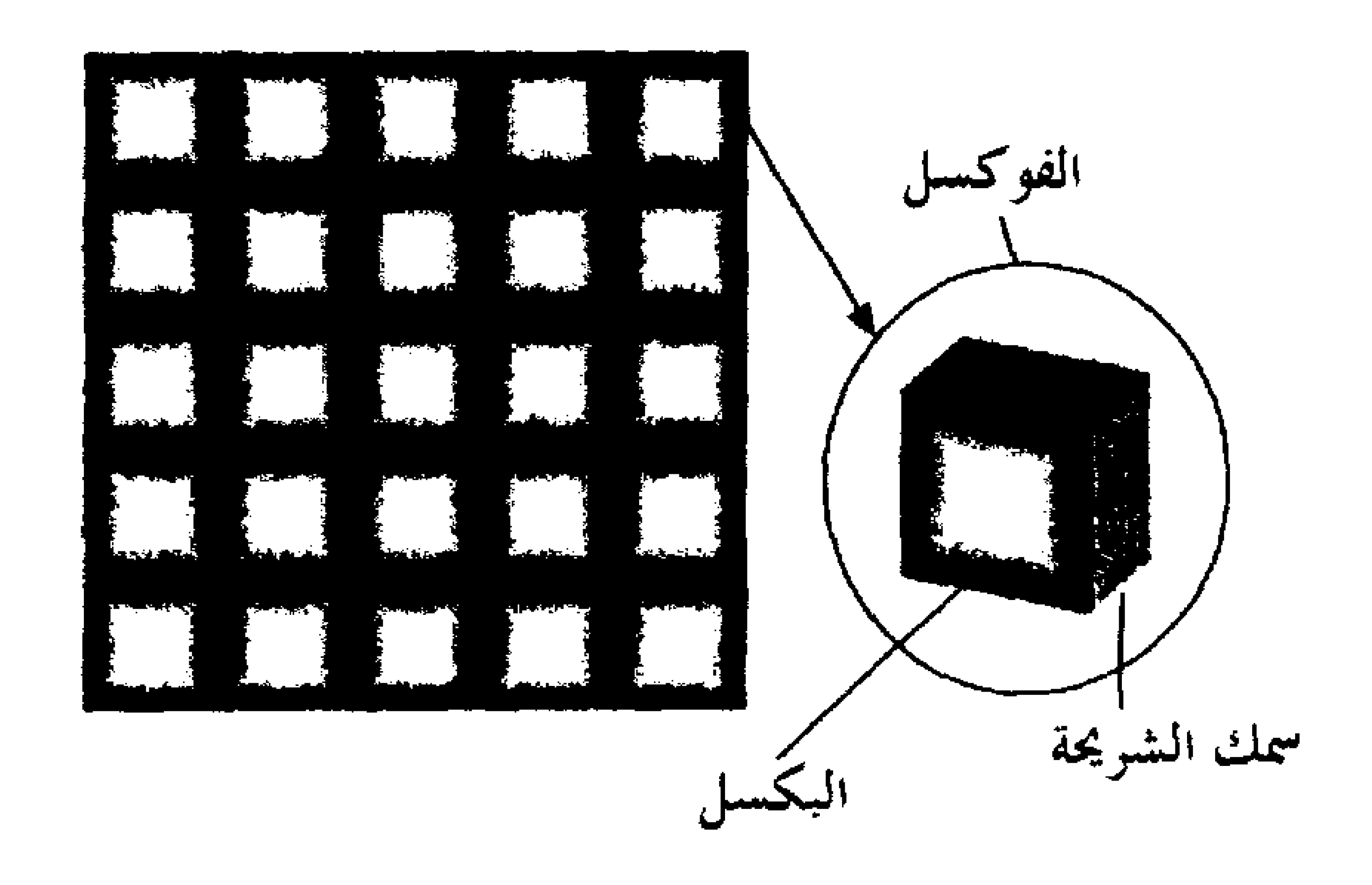
- سمك الشريحة وعرض المجال للمستقبل
- مجال الرؤية Field of view
- حجم (الصورة) المصفوفة
- عدد القياسات
- معاملات المسح (زمن التكرار TR وزمن الصدى TE وزاوية الانقلاب)
- شدة المجال المغناطيسي
- اختيار ملف الإرسال والاستقبال (ملف الراديو RF)

قبل البدء في شرح كل من هذه المعاملات، من الضروري أولاً أن نوضح بعض المفاهيم.

(١ , ٥) البكسل والفوكسل والمصفوفة Pixel, Voxel, Matrix

إن صورة الرنين المغناطيسي MR صورة رقمية تتكون من مصفوفة من البكسلات أو عناصر الصورة. المصفوفة هي شبكة ثنائية الأبعاد من الصفوف والأعمدة. يمثل البكسل كل مربع في شبكة الصورة ويحدد بقيمة شدة الإشارة المقاسة فيه. كل بكسل في صورة الرنين المغناطيسي MR يعطى معلومات عن عنصر في حجم ثلاثي الأبعاد، يسمى الفوكسل (الشكل رقم ١٩). إن حجم الفوكسل يحدد التباين المكاني لصورة الرنين المغناطيسي MR.

يمكن حساب حجم الفوكسل من مجال الرؤية، وحجم المصفوفة، وسمك الشريحة. على العموم، تباين صورة الرنين المغناطيسي MR يزداد مع تناقص حجم الفوكسل.



الشكل رقم (١٩). الفوكسل هو حجم نسيجي ممثل ببكسل في صورة الرنين المغناطيسي MR ثنائية الأبعاد.

(٢ , ٥) سمك الشريحة وعرض المجال المستقبل

Slice Thickness and Receiver Bandwidth

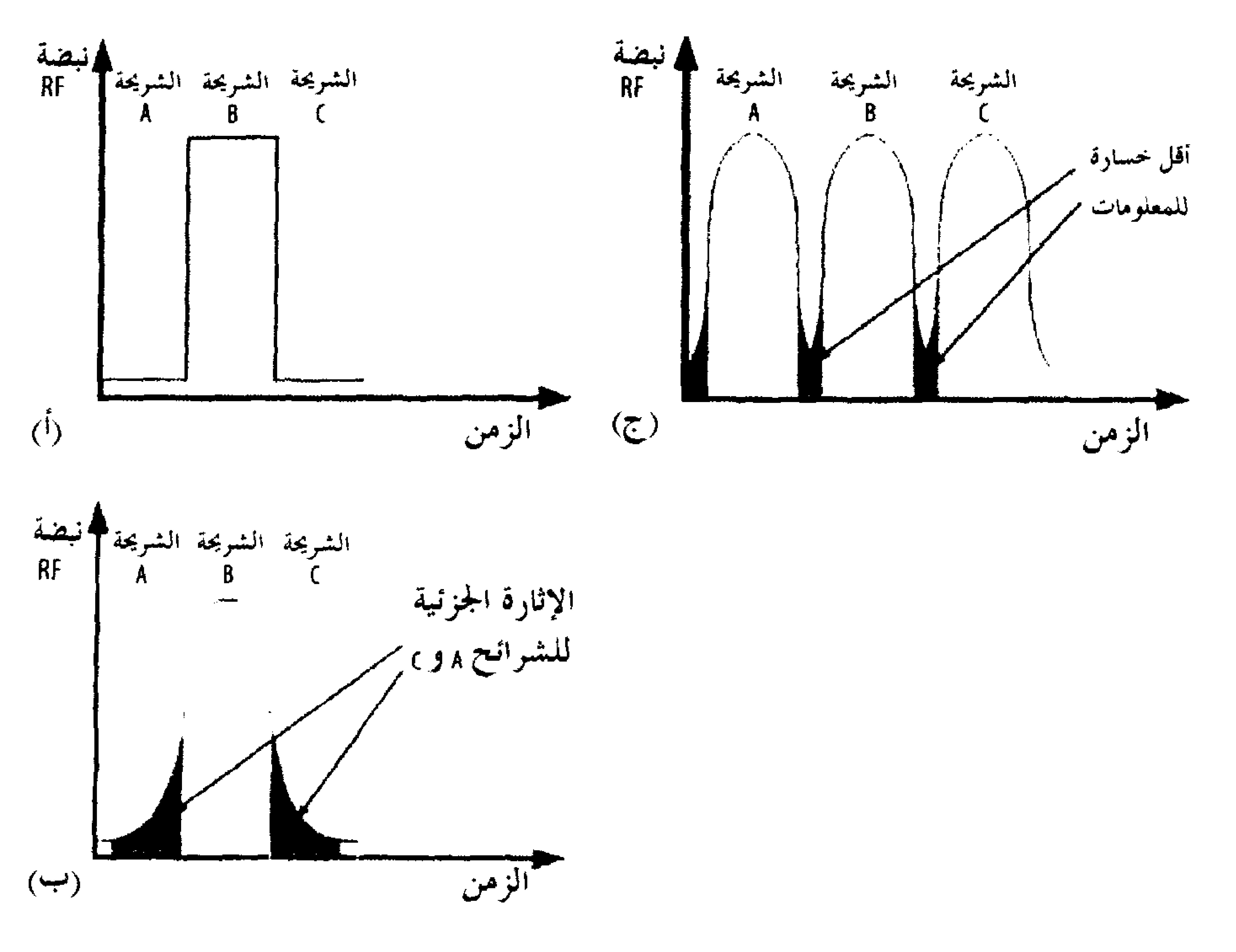
لتحقيق تباين مثالي للصورة، فإننا نحتاج لشريحة رقيقة جداً مع نسبة إشارة لضوضاء SNR عالية. ولكن الشرائح الرقيقة تكون مصحوبة بضوضاء أكثر، وعلى ذلك فإن نسبة الإشارة للضوضاء SNR تقل مع تقليل سمك الشريحة. وبالعكس، فإن الشرائح السميكة تكون مصحوبة بمشاكل أخرى مثل الزيادة في تأثيرات الحجم الجزئي.

يمكن التغلب على تأثير ضعف نسبة الإشارة للضوضاء SNR مع الشرائح الرقيقة إلى حداً ما عن طريق زيادة عدد القياسات أو تطويل زمن التكرار TR. حتى هذا يتم فقط على حساب زمن قياس الصورة الكلية ويقلل كفاءة تكلفة نظام تصوير الرنين المغناطيسي MR.

عرض (أو اتساع) المجال للمستقبل band width هو مدى التردد الذي يتم تجميعه عن طريق نظام الرنين المغناطيسي MR أثناء التشفير الترددي. يتم وضع عرض المجال إما آليا أو يمكن تغييره عن طريق المشغل. عرض المجال الواسع ينشط التجميع السريع للبيانات ويقلل من مشاكل الإزاحة الكيميائية (المقطع ١٣,٣) ولكن أيضاً يقلل نسبة الإشارة للضوضاء SNR لإضافة ضوضاء أكثر. إنقاص عرض المجال للنصف يؤدى ذلك إلى زيادة نسبة الإشارة للضوضاء SNR للصورة بحوالي ٣٠٪. مع عرض المجال الضيق، على الجانب الآخر، سيكون هناك إزاحة كيميائية أكثر وعيوب حركية وسيكون عدد الشرائح التي يمكن اكتسابها في زمن تكرار TR معين محدوداً.

الفراغ بين الشرائح هو عبارة عن فراغ صغير بين شريحتين متجاورتين. ربما يكون من المرغوب فيه الحصول على شرائح متصلة ولكن الفراغ بين الشرائح يكون ضرورياً في تصوير الصدى المغزلي SE نتيجة العيوب في نبضات الراديو RF. لأن شكل الشرائح الناتجة لا يكون مستطيلا بالضبط (الشكل رقم ٢٠)، فإن شريحتين متجاورتين تنطبقان عند حوافهما عندما تكونان متجاورتين تماما بدون فراغ. تحت هذا الشرط، فإن نبضة الراديو RF لأحد الشرائح تثير أيضا البروتونات في الشرائح المجاورة. مثل هذا العيب يسمى cross talk أو التداخل.

التداخل ينتج عنه تأثيرات تشبعيه ولذلك فإنه يقلل نسبة الإشارة للضوضاء SNR (الشكل رقم ٢٠ب). عند اختيار فراغ مناسب بين الشرائح عليك المقارنة بين نسبة إشارة لضوضاء SNR جيدة، التي تتطلب فراغاً كبيراً ليقلل أو ينهي التداخل، والرغبة في تقليل كمية البيانات التي تفقد حينما تكون الفجوة كبيرة جداً. في أغلب التطبيقات العملية يكون الفراغ بين الشرائح حوالي ٢٥ - ٥٠٪ من سمك الشريحة.



الشكل رقم (٢٠). (أ) شكل شريحة قياسي (ب) شكل شريحة مشوه وغير مستطيل في تصوير الصدى المغزلي **SE** مع الإثارة غير المنتظمة للشرائح المتجاورة يقلل نسبة الإشارة للضوضاء **SNR**. (ج) مع فراغات بين الشرائح، فإن التناقص في نسبة الإشارة للضوضاء **SNR** يكون أقل ما يمكن.

على الجانب الآخر، فإن التشبع غير المرغوب فيه للبروتونات في الشرائح المتجاورة يمكن تقليله عن طريق تصوير شرائح متعددة، والذي سيتم شرحه في المقطع ٣,٧. أزمنة المسح تكون كبيرة إلى حد ما إلا إذا تم استخدام أزمنة تكرار TR قصيرة.

إن تتابعات صدى الانحدار Gradient echo (GRE) تكون مختلفة، لأنها لا تتطلب نبضة تركيز ١٨٠ درجة ولذلك تسمح بقياس الشرائح المتجاورة بدون فراغات بين الشرائح.

(٣ , ٥) مجال الرؤية والمصفوفة Field of View and Matrix

هناك علاقة وثيقة بين مجال الرؤية FOV و نسبة الإشارة للضوضاء SNR. عندما يكون حجم المصفوفة ثابتاً، فإن مجال الرؤية FOV يحدد حجم البكسل. يتم حساب حجم البكسل في اتجاه تشفير التردد عن طريق قسمة مجال الرؤية FOV بالملليمتر على المصفوفة في اتجاه تشفير التردد وحجم البكسل في اتجاه تشفير الطور.

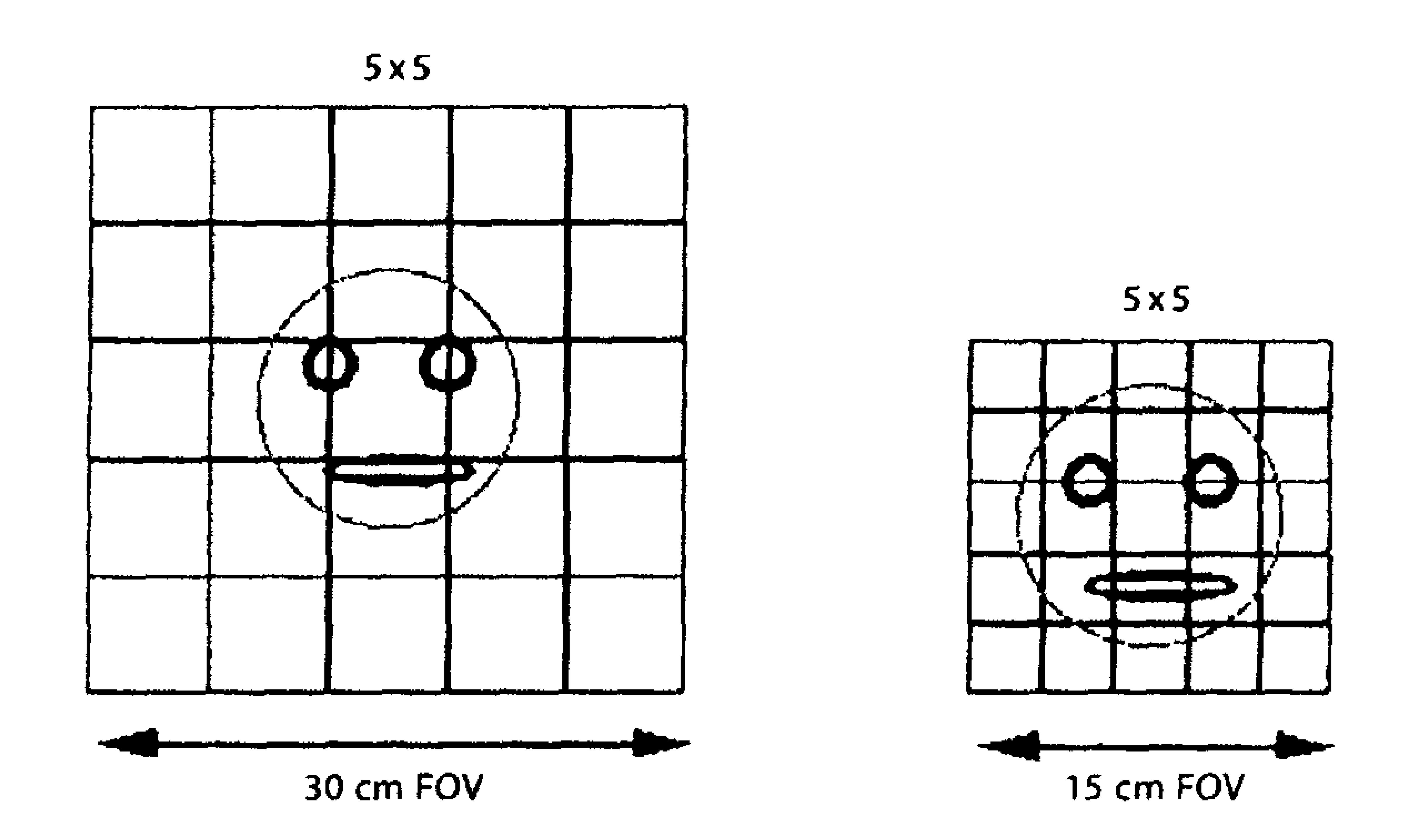
كما هو موضح في الشكل رقم (٢١)، فإن حجم البكسل يتغير مع مجال الرؤية FOV. إن مجال رؤية صغير ينتج عنه حجم بكسل صغير طالما أن المصفوفة لم تتغير. حجم البكسل يكون حرجاً لتحديد التباين المكاني لصورة الرنين المغناطيسي MR. لنفس مجال الرؤية FOV فإن المصفوفة الأدق (بمعنى المصفوفة التي تتكون من بكسلات أكثر) ينتج عنها تباين مكاني أحسن (انظر الشكلين رقمي ٢٢ و ٢٣).

وبالعكس فإن المصفوفة الأقل دقة (بمعنى المصفوفة التي لها عدد بكسلات أقل) ينتج عنها تباين مكاني أسوأ عندما يكون مجال الرؤية FOV ثابتاً (الشكل رقم ٢٣).

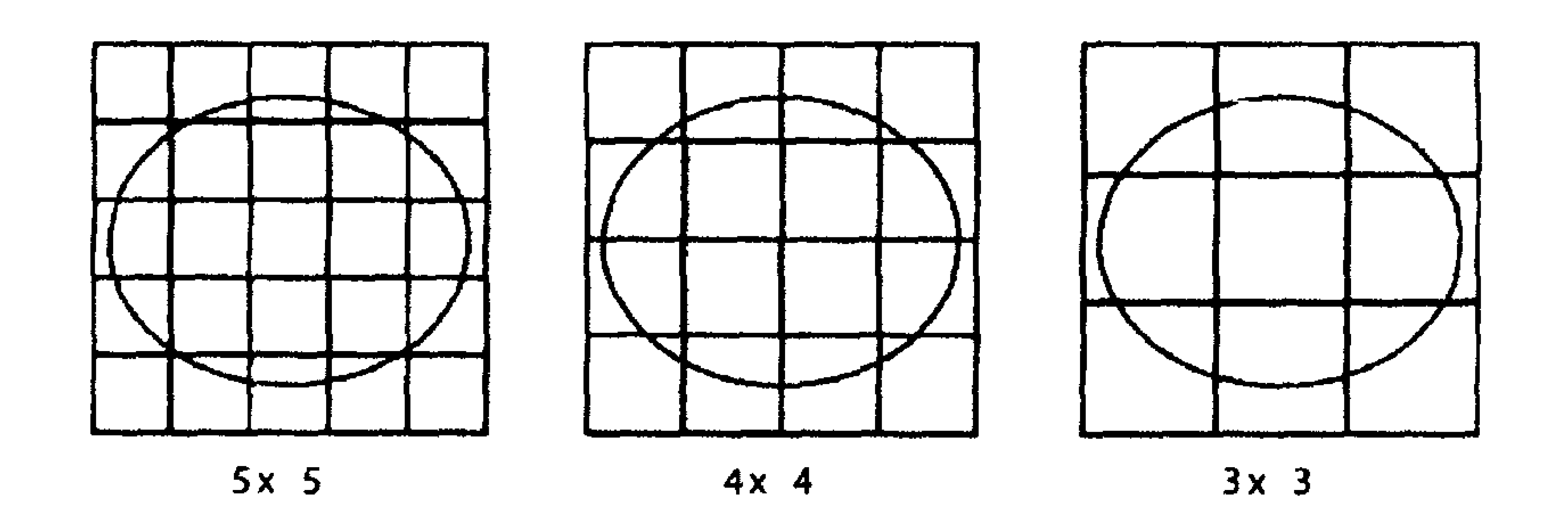
اعتماداً على ما قلنا فيما سبق، فإنه يمكننا أن نستنتج أن المصفوفة يجب أن تكون كبيرة بقدر الإمكان للحصول على عدد كبير من عناصر الصورة. هذا يكون حقيقيا بدلالة تباين الصورة، ولكن الحجم الأصغر للبكسل يكون محدودا بحقيقة أن نسبة الإشارة للضوضاء SNR تقل مع حجم الفوكسيل.

عامل محدد آخر هو اكتساب الصورة أو زمن مسحها، والذي يزيد بطريقة مباشرة مع حجم المصفوفة. زمن المسح هو المفتاح للكفاءة الاقتصادية لكل أنظمة الرنين المغناطيسي MR ويمكن حسابه بمعادلة بسيطة.

زمن المسح = زمن التكرار TR × عدد خطوات تشفير الطور × عدد متوسطات الإشارة (NSA) [طول تتابعات الصدى (echo train length (ETL)].



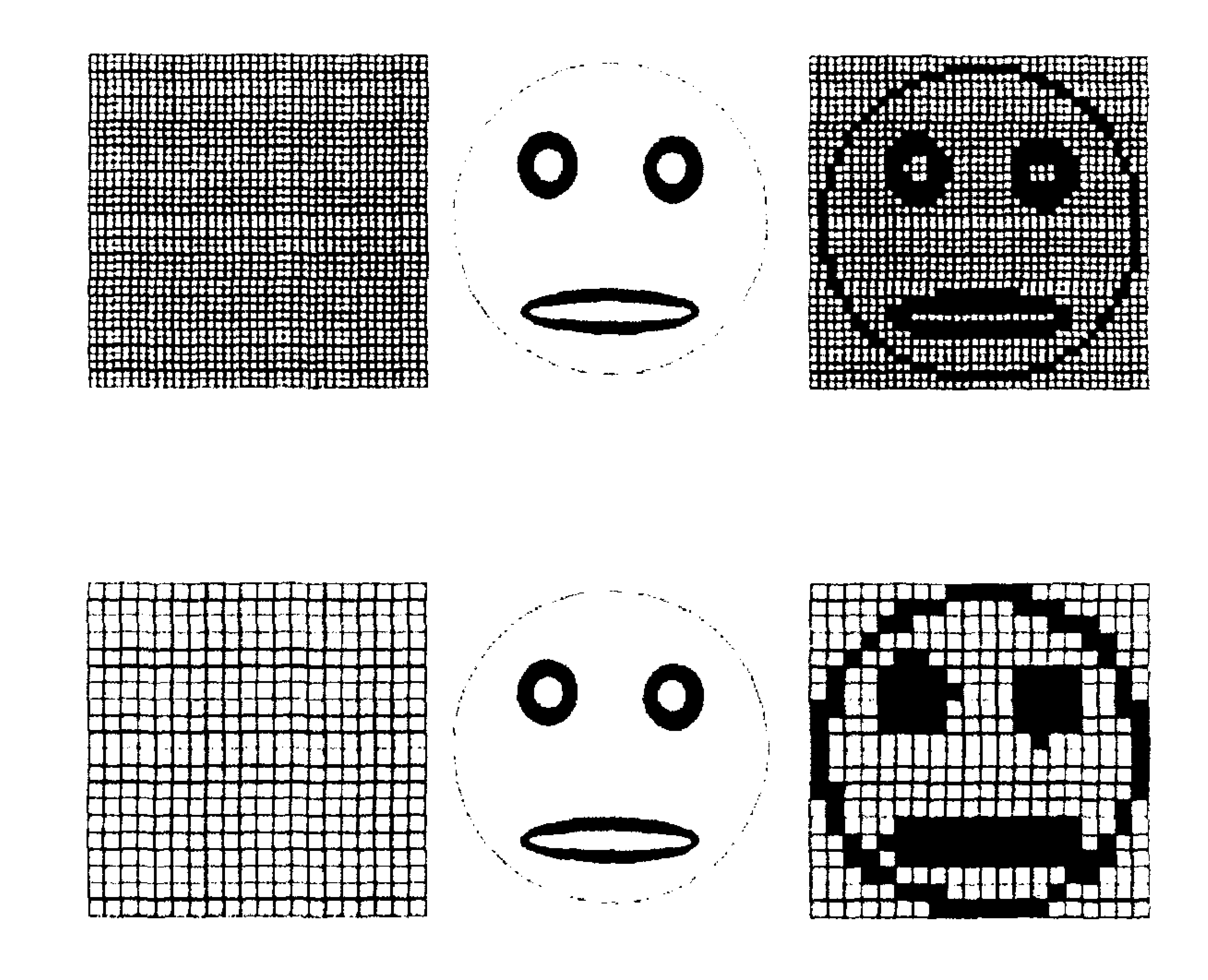
الشكل رقم (٢١). تأثير مجال الرؤية FOV على حجم البكسل مع الاحتفاظ بحجم المصفوفة ثابت.



الشكل رقم (٢٢). حجم صغير للمصفوفة مع ثبات مجال الرؤية FOV ينتج بكسلات بحجم أكبر ولذلك يعطى تبايناً أسوأ.

يمكن استخدام حيلة للحصول على تباين مكاني أعلى في زمن مسح معقول. يتم ذلك عن طريق تقليل مجال الرؤية في اتجاه تشفير الطور فقط (مجال رؤية مستطيل) وهذا ممكن لأن التباين المكاني يتحدد بحجم المصفوفة في اتجاه تشفير التردد بينما زمن المسح يتحدد بحجم المصفوفة في اتجاه تشفير الطور. لذلك فإن تقليل حجم المصفوفة في اتجاه تشفير الطور لا

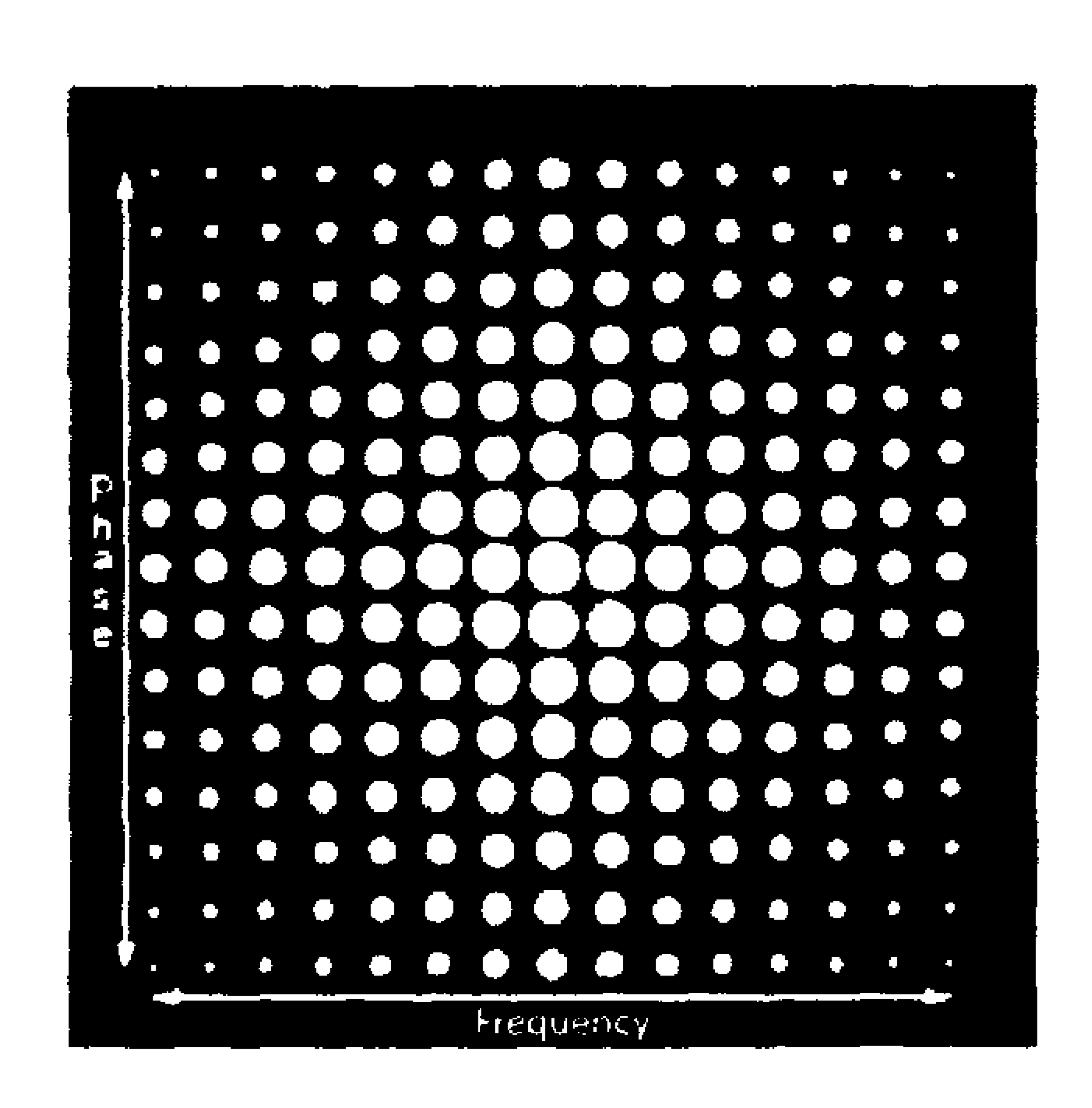
يقلل التباين المكاني. ملء نصف العدد العادي فقط من خطوط تشفير الطور في الفضاء K يقلل زمن التصوير ومجال الرؤية FOV بمقدار ٥٠٪. وبالتالي، فإن استخدام مجال رؤية FOV مستطيل يمكن أن يكون مصحوب بعيوب التفافية عندما تظهر إشارات من خارج مجال الرؤية FOV في اتجاه تشفير الطور في الصورة عند مواضع غير صحيحة (الفصل الثالث عشر). هذا النوع من الالتفاف يمكن التخلص منه عن طريق اختيارات معينة مثل "منع التفاف الطور no phase wrap". بالإضافة لذلك، فإن تقليل مجال الرؤية في اتجاه تشفير الطور يكون مصحوبا بانخفاض قليل في نسبة الإشارة للضوضاء SNR. مجال الرؤية المستطيل يستخدم تماما لتصوير العمود الفقري وتصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MR.



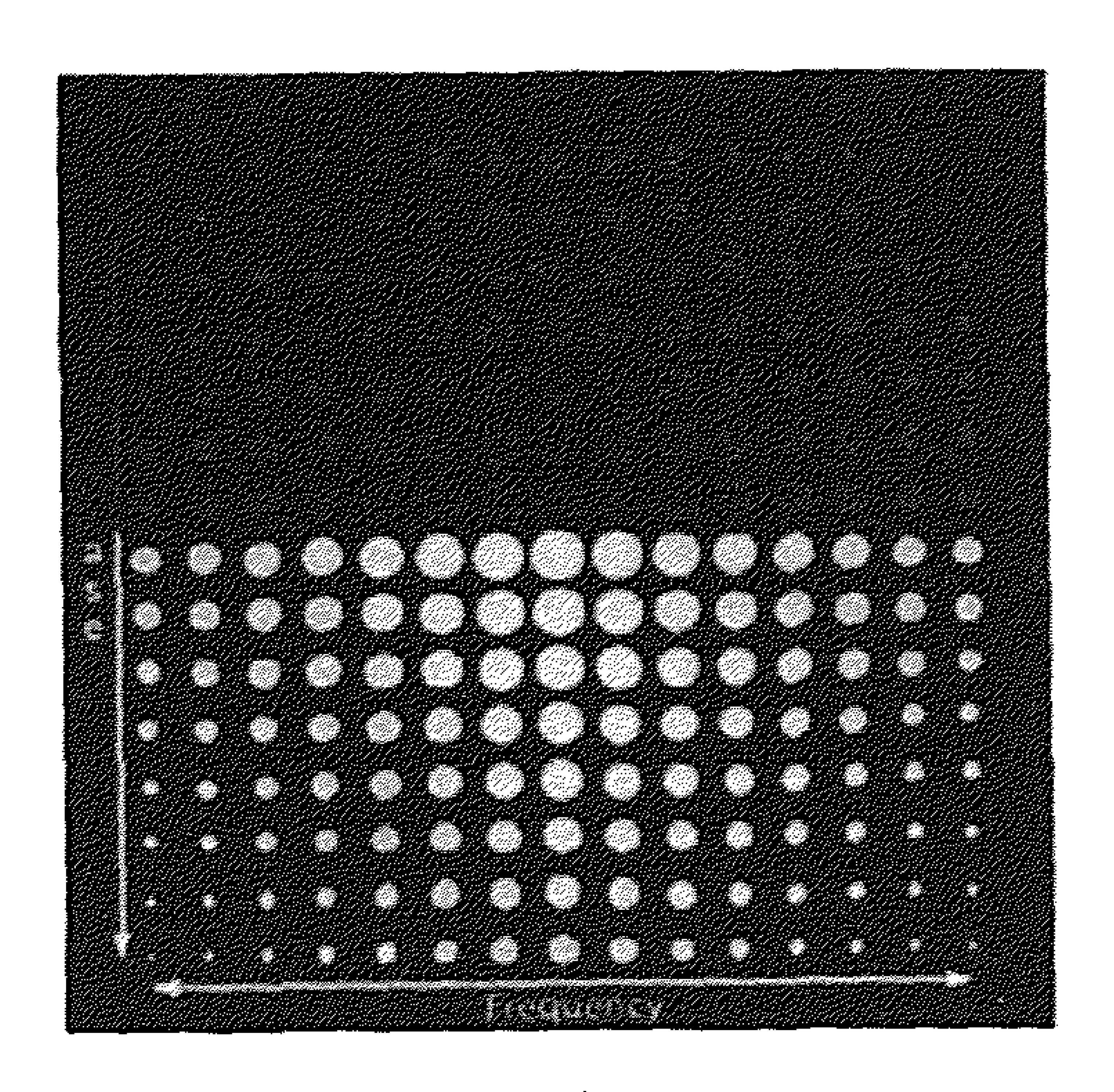
الشكل رقم (٢٣). تأثير حجم المصفوفة على التباين المكاني. افترض أننا نصور الوجه الضاحك باستخدام مصفوفة أدق (أعلى) ومصفوفة أقل دقة (أسفل). البكسلات التي تعبر عن الوجه سوداء. نلاحظ من الصورتين سوء التباين عند استخدام المصفوفة الأقل دقة (أسفل يمين): مركز العين والعين لم يمكن تميزهما وكذلك الفم المفتوح ظهر مغلقاً.

زمن المسح يمكن تقصيره أكثر في الماسحات الحديثة التي تمكن المستخدم من استخدام مجالات رؤية مستطيلة مع بكسلات مستطيلة.

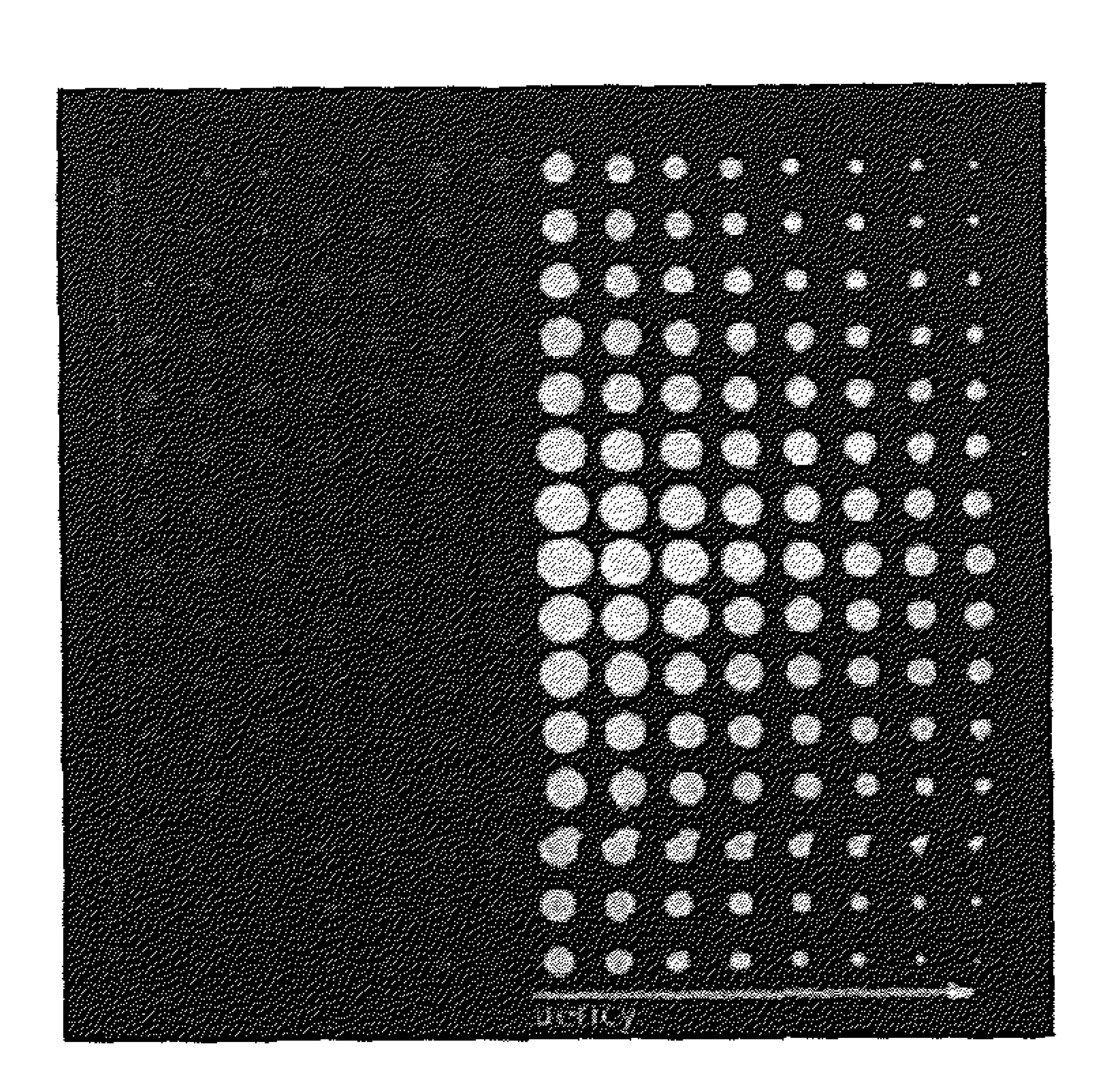
في النهاية، فإن تقنيات مختلفة لقياس الفضاء K الجزئي (انظر الأشكال أرقام ٢٤، ٢٥، و ٢٦) توفر زمن المسح بدون الحاجة إلى تغيير حجم الفوكسيل. في تصوير فورير الجزئي، يتم ملء نصف (أو أعلى قليلا) الخطوط فقط في اتجاه تشفير الطور (الشكل رقم ٢٤) بينما تصوير الصدى الجزئي أو الكسري (الشكل رقم ٢٥) يقصد به تقنية الملء غير الكامل لخطوط تشفير التردد عن طريق أخذ عينات من جزء فقط من كل صدى. كل من الطريقتين تعتمد على التماثل الضمني للفضاء K والتي تسمح باستنتاج interpolate الخطوط غير المملوءة ومن ثم إنشاء صورة الرنين المغناطيسي MR عندما يكون نصف من خطوط الفضاء K أو أكثر قليلاً تم أخذها كعينات sampled. كل من الطريقتين تقصر زمن المسح ولكن ذلك يكون على حساب نسبة الإشارة للضوضاء SNR. فورير الجزئي وتصوير الصدى الجزئي تستخدم في تقنيات التصوير السريع (الفصل الثامن).



الشكل رقم (٢٤). عينات كاملة للفضاء- K. كل نقطة بيانات تمثل خط تشفير تردد واحد وخط تشفير طور واحد.



الشكل رقم (٢٥). تصوير فورير جزئي. أقل قليلاً من نصف الخطوط في الفضاء- K في اتجاه تشفير الطور لم يتم أخذ عيناتها (النقط الرمادي). هذه الخطوط يتم استنتاجها من الخطوط المجاورة **interpolation**.



الشكل رقم (٢٦). تصوير الصدى الجزئي. أقل قليلاً من نصف خطوط الفضاء- K في اتجاه تشفير التردد لا يتم ملؤها مباشرة (النقط الرمادية). الخطوط غير المملوءة تمثل جزء الصدى التي لم يتم أخذ عينات لها. صورة الرنين المغناطيسي **MR** الناتجة لها تباين مماثل ولكن نسبة الإشارة للضوضاء **SNR** أسوأ بالمقارنة مع الصورة المأخوذة بعينات كاملة للفضاء **K** (شكل رقم ٢٤) (نتيجة استخدام بيانات حقيقية أقل).

في تحويل فورير ثنائي الأبعاد 2D العادي أو تصوير الانحراف المغزلي spin warp imaging، يتم ملء الفراغ- K تتابعياً خطاً بعد الآخر (قياسات خطية أو كارتيزية Cartesian). تتابعات متقدمة أكثر تعقيدا تستخدم مسارات الفضاء K الحلزوني spiral والتي تملأ الخطوط من المركز إلى المحيط (ترتيب محوري منحنى للفضاء K أو CENTRA). في تصوير الرنين المغناطيسي MR للأوعية، كمثال، فإن هذه التقنية تستخدم لملء مركز الفضاء K بالبيانات المهمة لعمل تحسين شكلي للتباين.

(٥ , ٤) عدد الإثارات Number of Excitations

عدد الإثارات (NEX)، أو عدد متوسطات الإشارة (NSA) تحدد كم عدداً من المرات سيتم قياس إشارة من شريحة معينة. إن نسبة الإشارة للضوضاء SNR، التي تتناسب مع الجذر التربيعي لعدد الإثارات NEX، تتحسن بزيادة عدد الإثارات NEX، ولكن زمن المسح أيضا يزيد خطياً مع عدد الإثارات NEX.

(٥ , ٥) معاملات التصوير Imaging Parameters

معاملات أخرى تؤثر على نسبة الإشارة للضوضاء SNR وهي التتابع المستخدم، وزمن الصدى (TE)، وزمن التكرار (TR)، وزاوية الانقلاب. إن نسبة الإشارة للضوضاء SNR تزداد مع زمن التكرار TR ولكن تأثير الزمن الأول T1 يفقد أيضاً مع أزمنة التكرار TRs الطويلة. وبالعكس، فإن نسبة الإشارة للضوضاء SNR تنقص مع زيادة زمن الصدى TE. مع TE القصيرة، فإن تباين الزمن الثاني T2 يفقد. لهذا السبب، فإن اختيار تقصير زمن الصدى TE لتحسين نسبة الإشارة للضوضاء SNR يكون متاحا فقط للتابعات الموزونة بالزمن الأول T1.

(٥ , ٦) شدة المجال المغناطيسي Magnetic Field Strength

تطبيق شدة مجال مغناطيسي أعلى يزيد المغنطة الطولية لأن بروتونات أكثر تتحاذى مع المحور الأساسي للمجال المغناطيسي، ينتج عنه زيادة في نسبة الإشارة للضوضاء SNR. ونسبة الإشارة للضوضاء SNR المحسنة التي نحصل عليها مع أنظمة المجال الأعلى (الفصل الرابع عشر) يمكن استخدامها لتحقيق صور بتباين مكاني أحسن أو للحصول على تصوير سريع.

(٥ , ٧) الملفات Coils

وسيلة مهمة لتحسين نسبة الإشارة للضوضاء SNR، بدون زيادة حجم الفوكسل أو تطويل زمن المسح، هي عن طريق اختيار ملف ترددات راديو مناسب radiofrequency (RF) coil. عامة، ملف الراديو RF يجب أن يكون أقرب ما يمكن للجسم الذي سيتم تصويره ويجب أن يحيط بالعضو أو الهدف المراد تصويره. كلما كان الملف قريبا من العضو المراد فحصه كلما كانت الإشارة الناتجة أحسن. ملفات الراديو RF يمكن استخدامها إما لإرسال إشارة الراديو RF واستقبال إشارة الرنين المغناطيسي MR، أو تعمل كملفات استقبال فقط. في الحالة الثانية فإن نبضات الإثارة يتم إعطاؤها من ملف الجسم body coil. أنواع الملفات الأساسية التي يمكن تمييزها سيتم شرحها فيما يلي:

(٥ , ٧ , ١) ملفات الحجم Volume Coils

ملفات الحجم يمكن استخدامها ضمنياً كملفات استقبال فقط أو ملفات إرسال/ استقبال معا. ملفات الحجم تحيط بالعضو المراد تصويره مباشرة. هناك شكلان شائعان الاستخدام هما شكل السرج (البردعة) saddle وقفص الطيور birdcage. تتميز ملفات الحجم بإشارة متجانسة. نوع آخر من ملفات الحجم هي ملف الجسم، والذي يكون

جزءاً أساسياً في ماسح الرنين المغناطيسي MR والذي يكون عادة في ثقب المغناطيس نفسه. ملفات الرأس والأطراف عبارة عن أمثلة أخرى للملفات الحجم.

(٥,٧,٢) ملفات السطح Surface Coils

معظم ملفات السطح يمكنها فقط استقبال إشارة الرنين المغناطيسي MR وتعتمد على ملفات الجسم في إعطاء نبضات الراديو RF. ملفات السطح متاحة أيضاً في صورة يمكنها إرسال/ استقبال للإشارات. تستخدم ملفات السطح في التصوير بالرنين المغناطيسي MRI للعمود الفقري وللأجزاء التشريحية الصغيرة.

(٥,٧,٣) ملفات داخل التجويف Intracavity Coils

ملفات داخل التجويف أو الفراغ البيني هي ملفات صغيرة موضعية توضع في تجاويف الجسم لتحسين جودة الصورة لكونها تكون مجاورة للهدف الذي يراد تصويره. في عيادات التصوير بالرنين المغناطيسي MRI، تستخدم ملفات نهاية المستقيم لتصوير البروستاتة والعضلة العاصرة الشرجية Anal sphincter muscle. تتضمن التطبيقات التجريبية كذلك تصوير بطانة الأوعية endovascular وتصوير الأعضاء المجوفة.

(٥,٧,٤) ملفات صف الطور Phased Array Coils

تستخدم ملفات صف الطور في استقبال إشارة الرنين المغناطيسي MR. يتكون نظام صف الطور من عدة ملفات لا تعتمد على بعضها وموصلة على التوالي أو التوازي. كل ملف يغذى مستقبل معين. تجمع البيانات من كل هذه المستقبلات لتكوين صورة واحدة. ملفات صف الطور تعطى صوراً بتباين مكاني عالي وتسمح بالتصوير في مجال رؤية عالي مما يحسن من نسبة الإشارة للضوضاء SNR وتجانس الإشارة.

الجدول رقم (٤) يلخص العوامل التي تؤثر في نسبة الإشارة للضوضاء SNR. الجدول رقم (٥) يلخص تأثير حجم المصفوفة، وسمك الشريحة، ومجال الرؤية FOV على التباين المكاني. الجدول رقم (٦) يلخص تأثير معاملات التتابع على نسبة الإشارة للضوضاء (SNR).

الجدول رقم (٤). تأثير معاملات التصوير والتتابع على نسبة الإشارة للضوضاء SNR.

التغير في المعاملات	نسبة الإشارة للضوضاء SNR
زيادة سمك الشريحة	تزداد
زيادة مجال الرؤية FOV	تزداد
تقليل مجال الرؤية FOV في اتجاه تشفير الطور (مجال رؤية مستطيل)	تقل
زيادة زمن التكرار TR	تزداد
زيادة زمن الصدى TE	تقل
زيادة حجم المصفوفة في اتجاه تشفير التردد	تقل
زيادة حجم المصفوفة في اتجاه تشفير الطور	تقل
زيادة عدد الإثارات NEX	تزداد
زيادة شدة المجال المغناطيسي	تزداد
زيادة عرض مجال المستقبل	تقل
تشغيل الملفات الموضعية	تزداد
تصوير صدى جزئي	تقل
تصوير فورير جزئي	تقل

الجدول رقم (٥). تأثير حجم المصفوفة، وسمك الشريحة ، ومجال الرؤية FOV على التباين المكاني.

التغير في المعاملات	التباين المكاني
زيادة حجم المصفوفة	تزداد
استخدام شرائح سميكة	تقل
زيادة مجال الرؤية FOV	تقل

الجدول رقم (٦). تأثير معاملات التتابع المختلفة على زمن المسح.

التغير في المعاملات	زمن المسح
استخدام شرائح سميكة	يقل
زيادة مجال الرؤية FOV	لا تأثير مباشر
استخدام مجال رؤية FOV مستطيل (في اتجاه تشفير الطور)	يقل
زيادة زمن التكرار TR	يزداد
زيادة زمن الصدى TE	يزداد
زيادة حجم المصفوفة في اتجاه تشفير التردد	يزداد
تصوير فورير الجزئي	يقل
تصوير صدى جزئي	يقل
زيادة عدد الإثارات NEX	يزداد

References المراجع

1- Elster AD, Burdette JH (2001) Questions and answers in magnetic resonance imaging, 2nd ed. Mosby, St. Louis

2- Mitchell DG, Cohen MS (2004) MRI principles, 2nd ed. Saunders, Philadelphia

3- Hendrick RE (1999) Image contrast and noise. In: Stark DD, Bradley WG Jr (eds) Magnetic resonance imaging, 3rd ed. Mosby-Year Book no 43. Mosby, St. Louis

الفصل السادس

ماسح الرنين المغناطيسي
The MR Scanner

لقد تم ذكر جميع المكونات الأساسية لجهاز التصوير بالرنين المغناطيسي MRI وسنُعيد ذكرها الآن وهي كما يلي: (الشكل رقم ٢٧)

- مغناطيس قوي لتوليد مجال مغناطيسي ثابت (B_0) .

- نظام انحدار يتكون من ثلاث ملفات لإنتاج مجالات خطية في الاتجاهات x و y و z والمكبرات المناظرة.

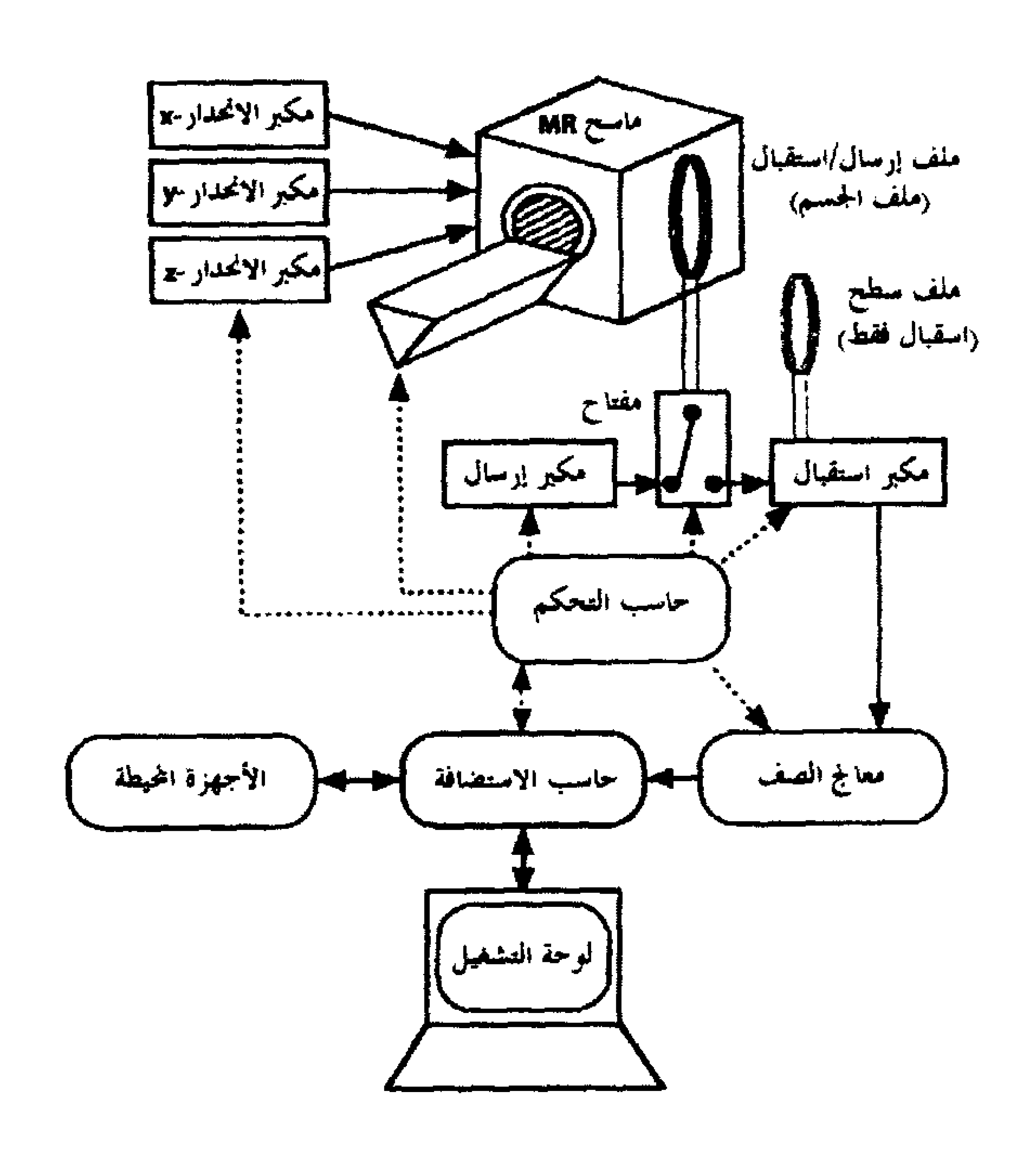
- مرسل موجات راديوية RF بملف إرسال مبني في الماسح.

- مستقبل موجات راديو RF عالي الحساسية لالتقاط إشارة الرنين المغناطيسي MR وتكبيرها. بدلا من ذلك، يمكن للمصورين استخدام ملف راديو RF واحد يتنقل بين الإرسال والاستقبال.

- ملفات إضافية، إما ملفات استقبال وإما ملفات إرسال/ استقبال.

- حاسبات مختلفة للتحكم في الماسح والانحدار (حاسب تحكم)، لتوليد صور الرنين المغناطيسي MR (معالج المصفوفة)، ولمحورة كل العمليات (الحاسب الأساسي أو الاستضافة، والتي يوصل إليها لوحة التشغيل وأرشيفات الصورة).

- أجهزة محيطة أخرى مثل التحكم في جدول المريض، جهاز رسم القلب (ECG) ومراقبة التنفس لبدء تتابعات الرنين المغناطيسي MR الخاصة، نظام تبريد للمغناطيس، لوحة تشغيل للمشغل (لمعالجة الصور مثلاً)، جهاز لتحميض الأفلام أو PACS نظام أرشيف واتصالات للصورة.



الشكل رقم (٢٧). المكونات الأساسية لماسح الرنين المغناطيسي MR .

(١ , ٦) المغناطيس The Magnet

المجال المغناطيسي المتولد بالمغناطيس يجب أن تكون له الخواص التالية:

- شدة مناسبة، والتي تتراوح بين ١ , ٠ و ٠ , ٣ T في حالة التصوير بالرنين المغناطيسي MR الطبي.
- ثبات عالي بدون أي تغيرات في شدة المجال.

- أحسن تجانس ممكن مع انتظام الشدة في كل المجال بدون أي ثقوب. يعبر عن تجانس المجال بالجزء في المليون ppm نسبة إلى المجال الأساسي على مدى مسافة معينة. عدم التجانس خلال حجم المسح يجب أن يكون أقل من ٥ ppm (٠,٠٠٠٥٪).

ثلاث أنواع من المغناطيسيات يمكن تمييزها:

١- مغناطيسيات مقاومة resistive magnets وهي مغناطيسيات كهربية عادية تعتمد على مصدر قدرة ثابت لتوليد شدة المجال. أقصى شدة مجال تتولد بمغناطيس المقاومة تكون حوالي ٠,٣ T. العيوب الأساسية هي تكلفة التشغيل العالية نتيجة كمية القدرة المطلوبة وتجانس المجال السيء في العادة. من المميزات لهذا النظام، الأمان حيث يمكن وقف المجال لحظيا في حالة أي طوارئ.

٢- مغناطيسيات دائمة تتكون من مواد فرّومغناطيسية تولد مجالاً مغناطيسياً يبقى حتى بدون استخدام مصدر قدرة خارجية. وبذلك، فإن المغناطيسيات الدائمة تكون ثقيلة جداً، يمكنها إعطاء مجال حوالي ٠,٥ T فقط، ويعتمد على ثبات درجة الحرارة الخارجية.

٣- مغناطيسيات التوصيل المتناهي أو التوصيل الفائق Superconducting magnets تتكون من ملف مصنوع من سبيكة النيوبيوم- التيتانيوم (niobium- titanium (Nb-Ti والتي تتلاشى مقاومتها للتيار الكهربي تقريبا عند تبريدها قريبا من الصفر المطلق (٤ درجات كلفن، أو -٢٦٩ درجة مئوية). في هذه الحالة من التوصيلية المتناهية، والتي يتم الحصول عليها باستخدام مادة مبردة تعرف بمخفضات درجة الحرارة cryogens (وهي في العادة الهيليوم السائل)، فإنه بمجرد تمرير التيار فيها فإنه يمر إلى مالانهاية. بمجرد تكون المجال المغناطيسي فإنه يبقى بدون أي قدرة خارجية. مجالات قوية جداً ومتجانسة تصل إلى ١٨ T يمكن توليدها بهذه الطريقة. على الرغم من ذلك، فإن الهليوم السائل يتبخر ويجب إمداده باستمرار. في حالات

الطوارئ لا يمكن ببساطة وقف المغناطيس. حوالي ٩٥٪ من أنظمة الرنين المغناطيسي MR هذه الأيام تستخدم مغناطيسيات متناهية التوصيل. القمع أو الإخماد يقصد به الفقد المفاجئ للتوصيلية المتناهية للمغناطيس مع انهيار المجال المغناطيسي والذي قد ينشأ نتيجة حركة دقيقة للملف. نتيجة طاقة الاحتكاك المتولدة من هذه العملية، فإن درجة الحرارة ترتفع فوق حد التشبع للتوصيلية المتناهية وبذلك يكتسب الملف مقاومة. مرور التيار خلال مساحة المقاومة المرتفعة يولد حرارة، والتي تسبب غليان مفاجئ للهليوم السائل. مخاطر القمع يمكن تقليلها عن طريق عزل سبيكة النيوبيوم- التيتانيوم Nb-Ti بملفات نحاس إضافية. القمع المغناطيسي يمثل عوامل خطيرة ولكنها أصبحت نادرة باستخدام أحدث تقنيات المغناطيسيات.

تجانس المجال المغناطيسي يكون دائماً مطلباً مهماً في التصوير بالرنين المغناطيسي الطبي MRI، بصرف النظر عن المغناطيس المستخدم. للوصول إلى التجانس المثالي، يكون في العادة من الضروري عمل عملية ضبط تسمى الحشو. يتم ذلك إما بطريقة خاملة وإما بطريقة غير فعالة عن طريق وضع قطع من الشرائح المعدنية عند مواضع معينة في ثقوب المغناطيس على السطح الخارجي للماسح، أو بطريقة فعالة عن طريق تنشيط ملفات متخصصة والتي قد تزيد عن ٢٠ ملفاً موجودة داخل الماسح.

موضوع آخر مهم هو عزل المغناطيس، والذي يخدم في التحكم في المجالات الهدبية للمغناطيس. في الماضي، كانت المجالات الهدبية يتم احتواؤها عن طريق استخدام كمية كبيرة من الحديد في الحوائط وسقف حجرة الماسح (١٠-٢٠ طن!). بسبب هذا الوزن، والتكلفة، فإن هذا النوع من العزل أصبح لا يستخدم واستخدم بدلاً منه المغناطيسيات المتكاملة أو المعزولة بشكل فعال. إن المغناطيسيات المعزولة بشكل فعال لها مجموعة مضاعفة من الملفات، الداخلي منها يولد المجال بينما الخارجي يمثل طرق عودة لخطوط المجال المغناطيسي.

(٦,٢) نظام الانحدار The Gradient System

الانحدارات المغناطيسية يتم تطبيقها لاختيار الشريحة والتشفير المكاني (الفصل الرابع). مجموعة من ثلاث ملفات انحدار منفصلة، وكل منها له المكبر الخاص به، تكون الحاجة إليها لتغيير شدة المجال خلال المحاور x و z. يتم تشغيل هذه الملفات منفصلة أو مجمعة، مثلا لتحديد شريحة مائلة أو غير مباشرة. المركز الأساسي هو المركز الهندسي للمجال المغناطيسي الأساسي، والتي عندها لا تتأثر شدة المجال بأي واحد من الانحدارات. تولد ملفات الانحدار مجالات مغناطيسية تكون صغيرة بالمقارنة بالمجال الأساسي بالرغم من احتياجها لتيار يبلغ عدة مئات من الأمبير. المجالات المغناطيسية المتغيرة التي تتولد عند تشغيل الانحدارات تؤدي إلى هذا الصوت الذي يسمع أثناء المسح بالرنين المغناطيسي MR. مثل السماعة، والتي تمثل ملف داخل مجال مغناطيسي، ملفات الانحدار "تحاول أن تتحرك" عندما يتم تشغيل أو توقيف التيار، والذي يسبب الصوت الضوضائي.

بصرف النظر عن التيارات العالية، فإن مجالات الانحدار يجب أن تكون ثابتة لأقصى درجة وذلك لمنع تشوه الصورة. وفوق ذلك، فلقد وضحنا أن ملفات الانحدار وأيضاً الملفات المعزولة بشكل فعال (المقطع ٦,١) تكون متقدمة عن النسخ أو الموديلات البسيطة: والتي لها مجالات هدبية أو جانبية صغيرة، فإنه يكون هناك تداخل ترددات راديو RF خارجي أصغر (حث من التيارات التي تسمى بالتيارات الدوامية، المقطع ١٣,٧).

أداء الانحدار يتم قياسه بثلاث معاملات:

١- الشدة العظمى للانحدار (بوحدات mT/m).

٢- زمن الارتفاع rise time، الزمن حتى المقدار الأعظم للانحدار.

٣- معدل التسارع slew rate، مقدار الانحدار الأعظم/ زمن الارتفاع.

(٦,٣) نظام الترددات الراديوية The radiofrequency System

يتكون نظام الترددات الراديوية RF من مولد ترددات راديو RF قوي (تردد لارمور عند المجال 1.5T يكون 63.8MHz، والذي يقع في مدى مرسلات التعديل الترددي FM) ومستقبل ذي حساسية عالية. ثبات هذين المكونين يكون مهما جداً: لأنه كل من الطور والتردد للإشارة تكون هناك حاجة إليهما للتشفير المكاني، وأي تشويه، مثلاً دوران للطور عن طريق جهاز الاستقبال، سينتج عنه صورة ضبابية غير واضحة. بالإضافة لذلك، فإنه لاكتشاف الإشارات الضعيفة بجودة معقولة، فإنه من الضروري عزل حجرة الماسح موجياً لمنع أي تداخل من المصادر الخارجية. يمكن أن يتم ذلك عن طريق وضع المغناطيس في هيكل مغلق موصل يسمى بقفص فاراداي.

يشمل أيضا النظام الجانبي لترددات الراديو RF ملفات الإرسال والاستقبال. هذه الملفات قد تكون ملفات مجمعة تعمل كمرسلات ومستقبلات مثل ملف الجسم والذي يكون داخل الماسح. إنه لا يمكن رؤيته من الخارج ويتكون من قفص من ملفات النحاس تلف حول المريض. مرسل ترددات الراديو RF يعطي نبضات تقابل التردد الرنيني لذرات الهيدروجين.

كما شرحنا في الفصل الخامس، فإن نسبة الإشارة للضوضاء SNR يمكن تعديلها باستخدام ملفات غير ملف الجسم. من المهم الاختيار الدقيق للملفات تبعا للعضو الذي يتم تصويره للحصول على جودة مثالية للصورة.

(٦,٤) نظام الحاسب The Computer System

إن الحاسبات في نظام التصور بالرنين المغناطيسي MRI تتحكم وتنظم العديد من العمليات بدءاً من تشغيل وإيقاف ملفات الانحدار و ترددات الراديو RF حتى التعامل مع البيانات ومعالجة الصور.

References المراجع

1- McFall JR (1997) Hardware and coils for MR imaging. In: Riederer SJ, Wood ML (eds) Categorical course in physics: The basic physics of MR imaging. RSNA Publications no 41, Oak Brook .

الفصل السابع

تتابعات النبضات الأساسية
Basic Pulse Sequences

دعنا للمرة الثانية نستعرض الخطوات المختلفة التي تصنع تتابع نبضات الرنين المغناطيسي MR.

- إثارة المنطقة المختارة
  - تشغيل إنحدار اختيار الشريحة
  - إعطاء نبضة الإثارة (نبضة RF)
  - وقف انحدار اختيار الشريحة
- تشفير الطور
  - تشغيل انحدار تشفير الطور تشغيلا متكرراً، بشدة مجال مختلفة في كل مرة، لتوليد العدد المطلوب من إزاحات الطور خلال الصورة.
- تكوين الصدى أو إشارة الرنين المغناطيسي MR
  - توليد الصدى الذى يمكن عمله بطريقتين (ستشرح فيما يلى).
- تجميع الإشارة
  - تشغيل التشفير الترددي أو انحدار القراءة
  - تسجيل الصدى.

يتم تكرار الخطوات عدة مرات، اعتماداً على جودة الصورة المطلوبة. هناك

أنـواع مختلفة مـن التتابعـات تسـتخدم في تصوير الرنـين المغناطيـسي MR الطبي. أهـم هذه الأنـواع هو تتابع الصدى المغزلي spin echo (SE)، وتتابع الاسـترجاع العكـسي(IR) inversion recovery، وتتابـع انحـدار الصـدى gradient echo GRE)، والتي تمثل تتابعات نبضات الرنين المغناطيسي MR الأساسية.

لقد ذكرنا الصدى باختصار مسبقاً (الفصل الثالث) وقلنا أنه يجب مرور بعض الوقت قبل أن تتكون إشارة الرنين المغناطيسي MR بعد إثارة بروتون الهيدروجين. والآن سنشرح لماذا:

- قبل أن يتم تجميع إشارة الرنين المغناطيسي MR، يجب تشغيل انحدار تشفير الطور للتشفير المكاني للإشارة.
- نحتاج لبعض الوقت أيضا لتوقيف انحدار اختيار الشريحة وتشغيل انحدار تشفير التردد.
- في النهاية، فإن تكوين الصدى نفسه يحتاج لبعض الوقت، والذي يتغير مع تتابع النبضة المستخدمة.

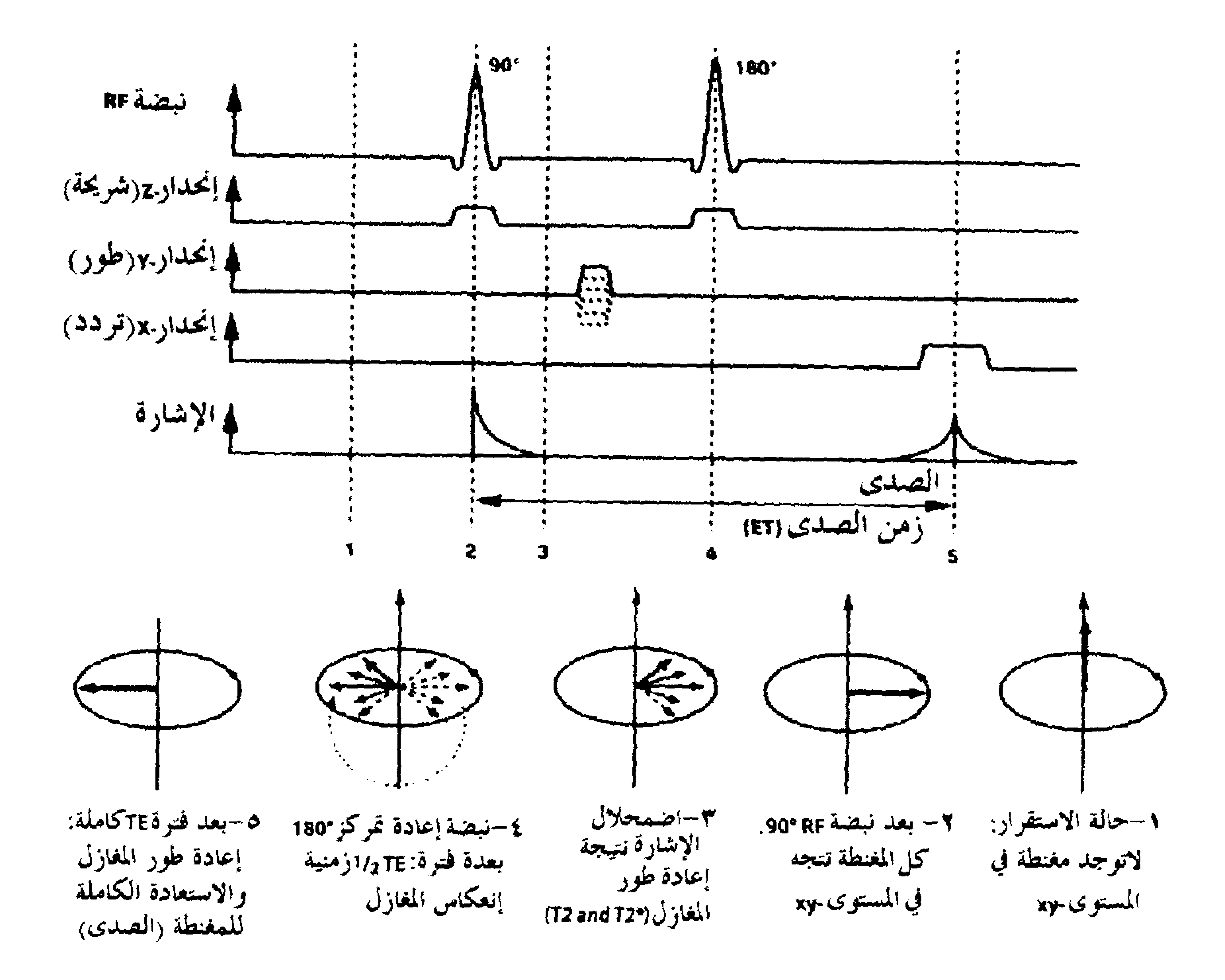
(١ , ٧) تتابعات الصدى المغزلي Spin Echo (SE) Sequences

تتابعات الصدى المغزلي تستخدم نبضة إثارة اختيار الشريحة ٩٠ درجة للإثارة، والتي بعدها تنقص المغنطة المستعرضة T2* كما شرحنا في الفصل الثاني. إن تغيير الطور dephasing يحدث بسبب أن بعض المغازل تتقدم أسرع من الأخرى نتيجة عدم التجانس في المجال المغناطيسي الثابت والتي تكون موجودة في العادة. هذا يوضح لماذا بعد مرور نصف زمن الصدى TE، يجب إعطاء نبضة راديو RF ١٨٠ درجة لعكس المغازل أو مركزتها: هذه المغازل التي كانت متقدمة تصبح الآن متأخرة والعكس. على الرغم من ذلك، فإن المغازل التي أصبحت الآن متأخرة ستستمر كما لو كانت متعرضة لنفس عدم التجانس في المجال والتي سببت الفروق في الطور في المقام الأول. لذلك، بعد مرور الفترة الزمنية

للصدى TE، فإن كل المغازل تتقابل مرة أخرى بنفس الطور. هذه هي اللحظة التي يتكون عندها الصدى (الشكل رقم ٢٨). الدور الذي تلعبه نبضة إعادة التمركز ١٨٠ درجة في توليد صدى المغازل يمكن توضيحه عن طريق فرض سباق يبدأ فيه عدد من العدائين مع بعضهم، وبعد مرور بعض الوقت، يتم إعطاؤهم إشارة للرجوع مرة أخرى. عند إعطاء الإشارة، فإن أسرع عداء سيكون قد قطع مسافة أكبر وسيكون الأبعد في طريق العودة. إذا افترضنا أن كلاً منهم يجري بنفس السرعة التي بدأ بها، فإن جميعهم سيعود لنقطة البداية مع بعضهم. (التماثل هنا ليس صحيحا بالضبط لأنه ليس اتجاه التقدم هو الذي تم عكسه ولكن تقريبا مكان المغازل على طريق التقدم بالنسبة لبعضهم. بالتطبيق على مثال السباق، فإن الساحر فقط هو الذي يستطيع أن يعكس ترتيب العدائين بدون تنبيههم !!).

نبضة إعادة التمركز ١٨٠ درجة تعمل على إلغاء تأثيرات عدم التجانس في المجال المغناطيسي T2* ولكنها لا تستطيع تعويض عدم التجانس المتغير الذي يميز التفاعل بين مغزل ومغزل (T2). لذلك، فإن الانخفاض في المغنطة الذي يحدث بعد الإثارة يكون أبطأ بسبب أنه دالة في T2 وليس T2*. بسبب هذا الاضمحلال، فإن مكون المغنطة العرضي يكون أصغر عند وقت تجميع الصدى عنه بعد الإثارة مباشرة، على الرغم من أن النقص في الإشارة يكون أقل بوضوح عنه بدون تطبيق نبضة إعادة التمركز ١٨٠ درجة. عودة للمثال التوضيحي، فإن هذا يعني أنه ليس كل العدائين سيصلون لنقطة البداية مع بعضهم لأن جميعهم لا يجرون في العادة بسرعة ثـابتة.

تتابعات الصدى المغزلي تتميز بجودة صورة عالية أساسا بسبب أن تأثيرات عدم التجانس في المجال الثابت قد تم إزالتها عن طريق تطبيق نبضة إعادة التمركز ١٨٠ درجة. المقابل لذلك هو زمن مسح أطول قليلاً، والذي يجعل التتابع عال الحساسية لتأثيرات الحركة. تتابعات الصدى المغزلي SE مازالت تستخدم كتتابع قياسي للحصول على صور موزونة بالزمن الأول T1 أو موزونة بكثافة البروتونات PD. إنها تكون مفضلة للتصوير بكثافة البروتونات PD لأنها أقل عرضة لتأثيرات الحركة بالمقارنة بتتابعات الصدى المغزلي السريع FSE.



الشكل رقم (٢٨). تتابع الصدى المغزلي SE. نبضة الإثارة لها في العادة زاوية انقلاب ٩٠ درجة، المغازل التي أعيد طورها تكون متمركزة في الصدى المغزلي بنبضة ١٨٠ درجة. الخطوط المنقطة توضح خطوات تشفير الطور

(٢ , ٧) تأثير الدم الأسود Black Blood Effect

تأثير الدم الأسود، أو تأثير التدفق الخارج outflow، يقصد به التباين العالي الطبيعي بين الدم المتدفق والنسيج. إنها خاصية محددة لتتابعات الصدى المغزلي SE نتيجة طول زمن الصدى. الدم المتدفق يظهر أسود لأنه لا يعطى إشارة. وهناك سببان لذلك:

- معظم أو كل الدم يترك الشريحة المصورة أثناء فترة زمن الصدى TE الطويلة ولذلك فإن المغازل لا تتأثر بنبضة إعادة التمركز ١٨٠ درجة.

- في حالة التدفق الدوامي للدم، يكون هناك فقد إضافي للإشارة نتيجة تشتت الطور.

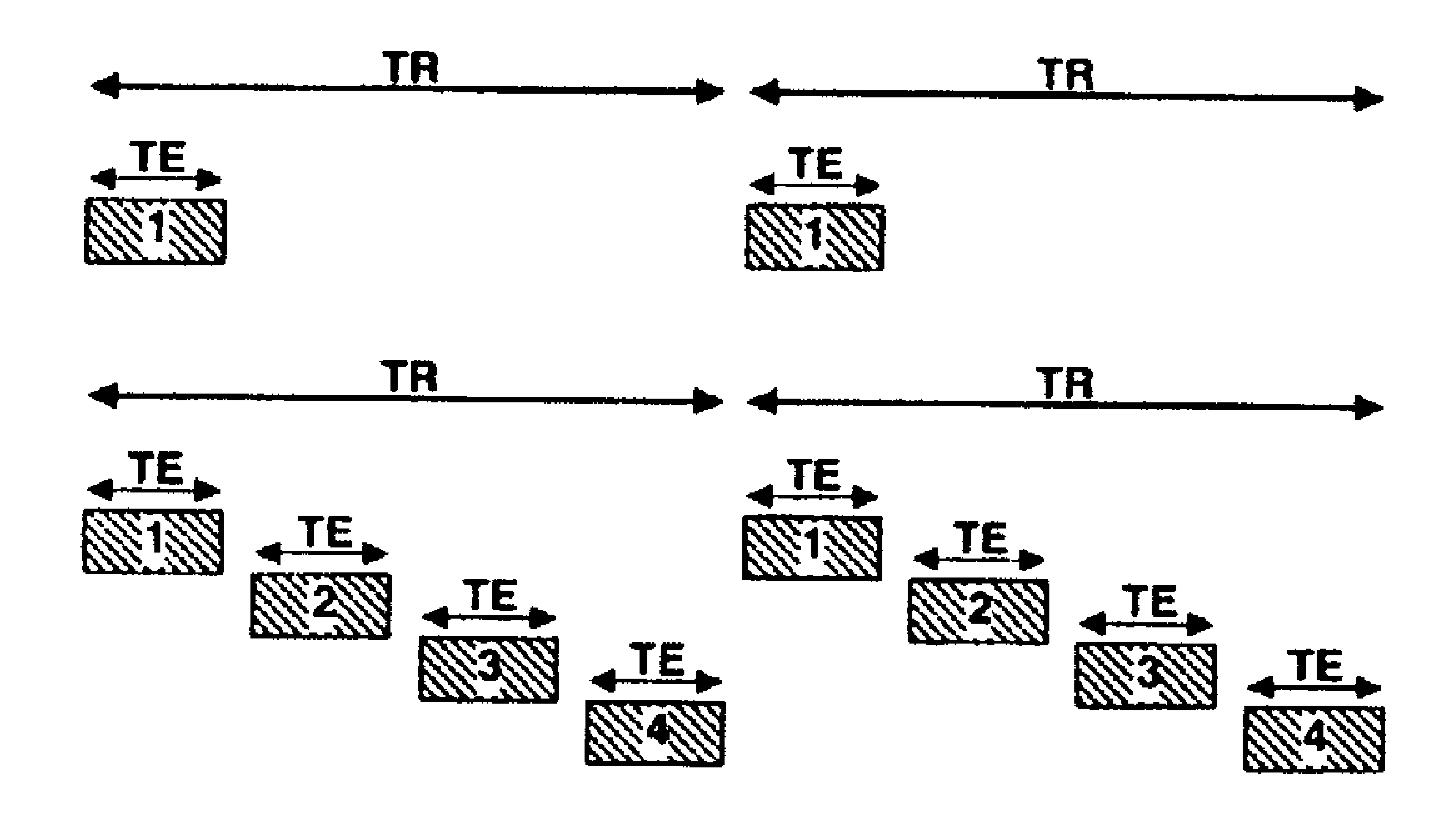
اعتماداً على حقيقة أن الدم المتدفق طبيعياً يكون أسود، يمكننا أن نشرح هذه الحالات حيث إن تأثيرات التدفق الخارج لا تتواجد:

- إذا كان هناك تدفق بطيء للدم، فإن الدم المثار يظل في الشريحة وينتج إشارة.
- الدم المثار يمكن أيضا أن يبقى في الشريحة ويصبح مرئياً إذا كان هناك مقطع طويل من وعاء دموي موجود في الشريحة المصورة.
- في حالة الجلطة، فإن الجلطة الحديثة ستعطى إشارة لامعة بينما الجلطة القديمة، تظهر أقل لمعاناً إلى حد ما.

(٣, ٧) التصوير متعدد الشرائح Multislice Imaging

التصوير العادي باستخدام أزمنة التكرار غير الفعال (TR) بين نبضتي إثارة متتابعتين يكون غير فعال بدرجة كبيرة، خاصة عند استخدام تتابعات مع أزمنة مسح كبيرة وأزمنة تكرار TRs كبيرة (مثلاً: زمن مسح في حدود ٣ min للحصول على صورة صدى مغزلي SE موزونة بالزمن الأول T1 مع ٢٥٦ إثارة وزمن تكرار TR يساوي ٥٠٠ ملي ثانية). أزمنة الانتظار "wait times" أو الأزمنة الميتة "dead times" يمكن استخدامها بصورة جيدة عن طريق الإثارة وتسجيل الإشارات من الشرائح الأخرى في أثناء هذه الفترة. بهذه الطريقة، يمكن الحصول على ١٢ شريحة بدلا من واحدة فقط في نفس الزمن (أو حتى ٣٠ شريحة في حالة تتابعات الوزن بالزمن الثاني T2 مع أزمنة تكرار TRs يساوي ٢٠٠٠ حتى ٤٠٠٠ ملي ثانية (الشكل رقم ٢٩).

هناك عيب للتصوير متعدد الشرائح وهو أنه نتيجة الشكل غير المنتظم للشريحة أو نبضة الراديو RF، فإن البروتونات خارج الشريحة المختارة سيتم إثارتها أيضاً. نتيجة لذلك سيكون هناك مغنطة طولية أقل وإشارة الرنين المغناطيسي MR أضعف.



الشكل رقم (٢٩). التصوير متعدد الشرائح (التجميع المتداخل). زمن التكرار غير الفعال، TR، للشريحة الأولى يستخدم إنتاجياً للحصول على بيانات من الشرائح الأخرى. في المثال الموضح، حصلنا على أربع شرائح بدلا من واحدة فقط في نفس الوقت. (المستطيلات تمثل الشرائح المختلفة).

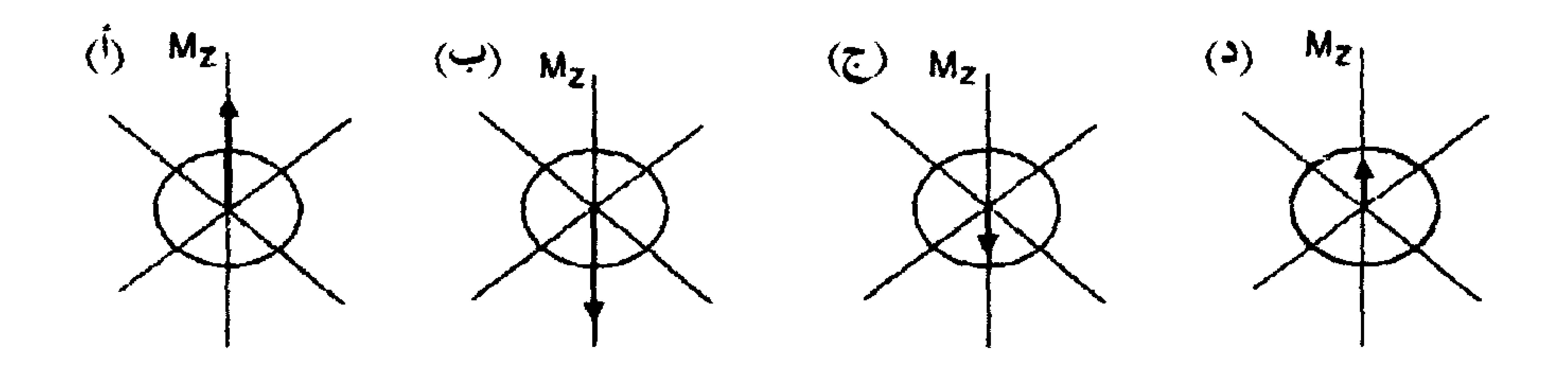
(٤ , ٧) تتابعات استرداد الانعكاس Inversion Recovery (IR) Sequences

تتابعات استرداد الانعكاس IR تستخدم في الأساس للصور الموزونة بالزمن الأول T1 ولكن يمكن استخدامها أيضاً للحصول على الصور الموزونة بالزمن الثاني T2.

تتابع استرداد الانعكاس IR هو تتابع صدى مغزلي SE مع نبضة انعكاس ١٨٠ درجة إضافية والتي تسبق نبضة الإثارة ٩٠ درجة العادية ونبض إعادة الطور ١٨٠ درجة في تتابع الصدى المغزلي SE العادي. نبضة العكس تقلب المغنطة الطولية من الاتجاه z الموجب إلى الاتجاه z السالب (الشكل رقم ٣٠)، والموضحة بمتجه المغنطة الطولية والذي يشير الآن في الاتجاه المعاكس. بما أنه ليست هناك مركبة لمتجه المغنطة في الاتجاه العمودي، فإنه لن تتكون إشارة بعد إعطاء نبضة الراديو RF ١٨٠ درجة. بدلاً من ذلك، فإن متجه المغنطة الطولية يتحرك خلال المستوى العمودي لتعود إلى وضعها الأصلي. بعد حدوث بعض السكون، يتم تطبيق نبضة الـ ٩٠ درجة لتتابع الصدى المغزلي SE. الزمن بين النبضة ١٨٠ درجة ونبضة الراديو RF ٩٠ درجة هو زمن العكس (TI) inversion time.

تباين الصورة يمكن التعامل معه عن طريق تغيير زمن العكس. مع زمن T1 قصير وإعطاء نبضة إثارة ٩٠ درجة تماما بعد نبضة العكس ١٨٠ درجة، فإن كل المغنطة الطولية السالبة تنقلب إلى المستوى العرضي. مع فترة أكثر طولاً، فإن مغنطة طولية أقل يتم قلبها إلى المستوى المستعرض وتتولد إشارة ضعيفة. وبالرغم من ذلك، فإذا كان زمن العكس أطول بقيمة كافية ليسمح باسترخاء كامل، فإن الإشارة تصبح أقوى مرة أخرى.

طريقتان من طرق استرداد الانعكاس IR تستخدمان بكثرة في تطبيقات العيادات العادية: تتابع الاسترداد العكسي مع زمن T1 قصير (STIR)، وتتابع الاسترداد العكسي المضمحل (FLAIR)



الشكل رقم (٣٠ أ-د). تتابع الاسترداد العكسي مع تراخي T1. (أ) بعد نبضة العكس ١٨٠ درجة، (ب) متجه المغنطة الطولية يشير في الاتجاه المعاكس، (ج و د) تراخي T1 يوجد من ‎-z‎ حتى ‎+z‎. لا تتكون إشارة طالما ليس هناك مركبة متجه في المستوى العرضي (نقطة الصفر null point للنسيج).

(٥ , ٧) تتابعات استرداد انعكاس T1 القصير ST1R   ST1R Sequences

تتابعات استرداد انعكاس T1 القصير short T1 inversion recovery STIR تستخدم بكثرة لإخماد الدهـــون fat suppression لأنها تتخلص من الإشارة الناتجة من الدهون عند أي شدة للمجال المغناطيسي. تتابع استرداد انعكاس T1 القصير STIR

النموذجي يعكس المغنطة الطولية لكل من الدهون والماء عن طريق إعطاء النبضة ١٨٠ درجة، والمصحوبة بالزمن الأول T1 حوالي بعض المئات من ملي ثانية. لإخماد إشارة الدهون، يتم ضبط الزمن الأول T1 بحيث يتم بدء نبضة الراديو RF ٩٠ درجة تماما عند اللحظة التي تمر فيها الدهون بالصفر. إن الزمن الأول T1 اللازم لإخماد الدهون يكون حوالي ١٥٠ ملي ثانية مع شدة مجال مقداره ١,٥ T و ١٠٠ ملي ثانية عند شدة مجال مقدارها ٠,٥ T.

(٧,٦) تتابعات الاسترداد الانعكاسي للسوائل المضمحلة FLAIR

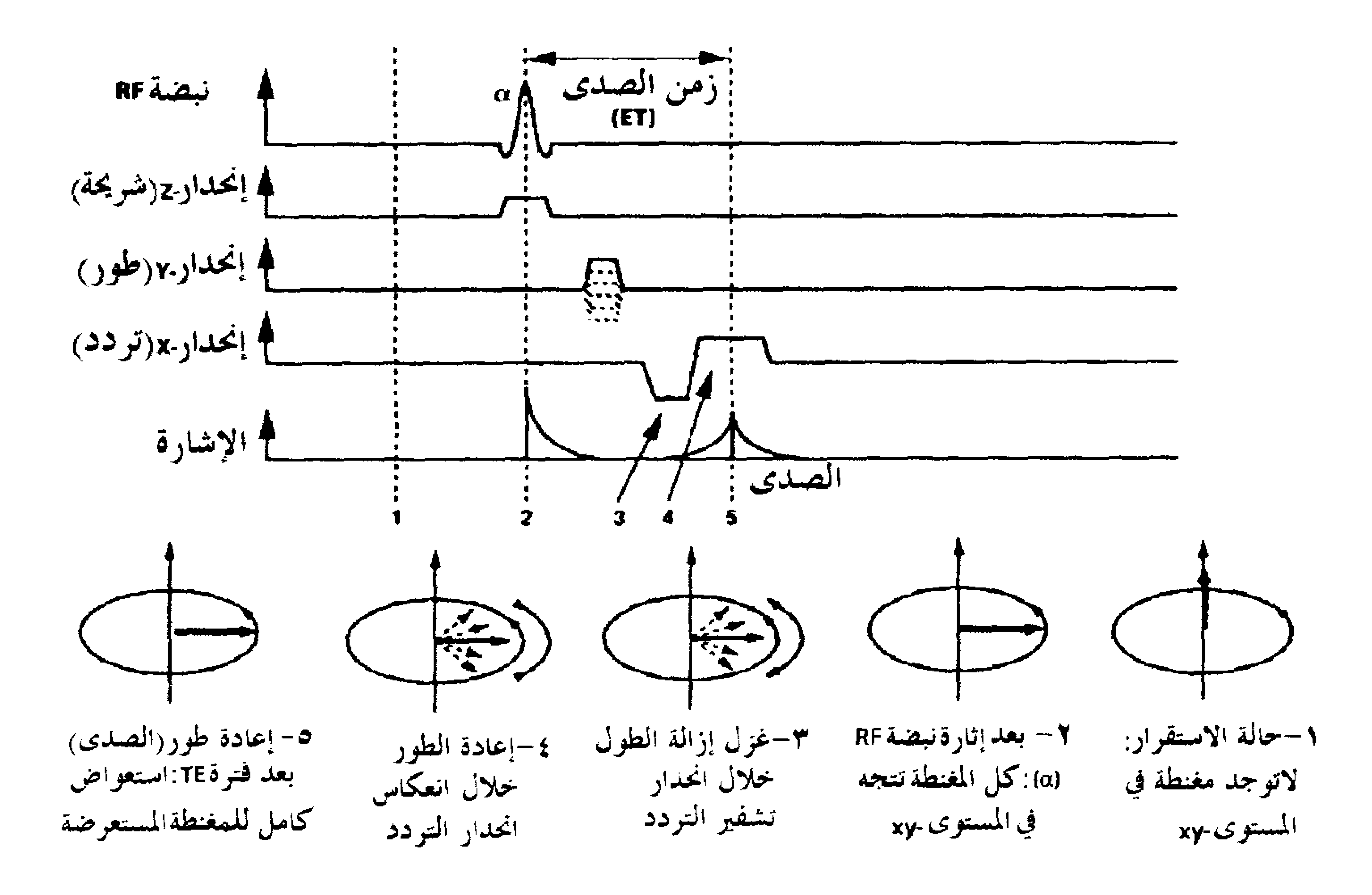
FLAIR Sequences

إن الاسترداد الانعكاسي للسوائل المضمحلة fluid attenuated inversion recovery FLAIR هو طريقة استرداد عكسي تختلف عن الـ STIR حيث يتم استخدام قيم طويلة جداً للزمن الأول T1 (بالتحديد حوالي ٢٠٠٠ ملي ثانية). فرق آخر هو أن تتابعات الاسترداد الانعكاسي للسوائل المضمحلة FLAIR هي تتابعات صدى مغزلي سريع FSE. مع أزمنة الانعكاس الطويلة كهذه، يكون هناك إخماد للإشارة من السوائل الدماغية (CSF)، بينما يكون هناك اكتشاف كامل للإشارات من نسيج المخ، والأورام، و الاستسقاء، والدهون. إن تتابعات الاسترداد الانعكاسي للسوائل المضمحلة FLAIR تكون مفيدة لاكتشاف الأمراض مع تباين ضعيف من نسيج المخ المحيط.

(٧,٧) تتابعات انحدار الصدى Gradient Echo (GRE) Sequences

تعرف تتابعات انحدار الصدى أيضاً بتتابعات نداء الصدى gradient-recalled echo أو تتابعات مجالات الصدى السريعة (FFE). كما يتوقع من الاسم، فإن تتابعات

نداء الصدى GRE تستخدم ملفات الانحدار لإنتاج الصدى بدلاً من أزواج من نبضات الراديو RF. يتم عمل ذلك عن طريق تطبيق انحدار تشفير التردد بإشارة سالبة لتدمير التوافق في الطور في المغازل المتقدمة (تغيير طور dephasing). وبذلك، يتم عكس الانحدار، والمغازل تعيد طورها لتكون انحدار صدى (الشكل رقم ٣١).



الشكل ر قم (٣١). انحدار الصدى. بغرض التبسيط تم افتراض زاوية انقلاب a تساوى ٩٠ درجة.

بما أنه لا توجد هناك حاجة لنبضة إعادة تمركز ١٨٠ درجة refocusing pulse لتوليد انحدارات صدى، فإنه يمكن الوصول إلى أزمنة تكرار TR قصيرة جداً. بما أن زمن التكرار TR المحدد الأساسي لزمن المسح الكلي لتتابع نداء الصدى GRE- ولمعظم التتابعات الأخرى- فإنه من الممكن الحصول على تصوير أسرع كثيراً جداً بالمقارنة مع تتابعات الصدى المغزلي SE و استرداد الانعكاس IR، والتي هي أهم ميزة في التصوير نداء الصدى GRE. كنتيجة لذلك، فإن تتابعات نداء الصدى GRE

تكون أقل تعرضاً لتأثيرات الحركة ولذلك يتم تفضيلها عندما تكون هناك حاجة لزمن مسح قصير. من عيوب قصر زمن التكرار TR أن الزمن المتاح لاسترخاء الزمن الأول T1 يكون قصيراً أيضاً. وقد يؤدي هذا إلى التشبع وتقليل نسبة الإشارة للضوضاء SNR عند استخدام زاوية انقلاب كبيرة. لأنه لا يتم إعطاء نبضة راديو RF ١٨٠ درجة، فإن عدم التجانس في المجالات الثابتة لا يتم الاسترداد عنها وتضمحل الإشارة مع زمن T2*. تباين الصورة الناتج من الفروق في اضمحلال الزمن T2* في الأنسجة المختلفة يسمى بتباين زمن T2*. إن تباين الزمن T2* في صور نداء الصدى GRE يتأثر بزمن الصدى TE، والذي يجب أن يكون أقصر ما يمكن للحصول على وزن بزمن T1 مثالي (لتقليل تباين بزمن T2* وتقليل تأثيرات التعرض أو الحساسية). وبالعكس، فإنه يتم اختيار زمن تكرار TE أطول للتأكيد على تباين T2*. يتم تقليل تأثيرات الزمن الأول T1 عن طريق استخدام زمن تكرار TR أطول. الصور الموزونة بالزمن T2* تستخدم لاكتشاف التكلس أو تراكمات منتجات الدم في الأنسجة باستخدام زمن T2 قصير جداً مثل الأنسجة التوصيلية. تستخدم تتابعات نداء الصدى GRE أيضاً بالاستعانة بإدارة وسط من أكسيد الحديد- وسط تباين (الفصل الثاني عشر).

وبالرغم من ذلك، هناك مشكلة واحدة، تحتاج لأن نذكرها باختصار. بما أن بعض تتابعات نداء الصدى GRE تكون سريعة جداً وتستخدم زمن تكرار قصير جداً، فإنه من المحتمل جدا أن جزءاً من الإشارة سيتم تركه من دورة لأخرى. هذه الإشارة يجب تدميرها عند الحصول على الصور الموزونة بالزمن الأول T1. التدمير الهادف لإشارة الرنين المغناطيسي MR المتبقية يسمى الإفساد ويتم الحصول عليه عن طريق تشغيل انحدار اختيار الشريحة، زمن إضافي لإعادة طور المغازل قبل تطبيق نبضة الراديو RF التالية. وتستخدم تتابعات نداء الصدى GRE الخام بكثرة في تركيبات العيادات وهي متاحة من كل مصنعي ماسحات الرنين المغناطيسي MR.

إن تتابعات نداء الصدى GRE الخام هي انحدار صدى متهالك، spoiled (gradient echo (SPGR وطلقة سريعة بزاوية صغيرة fast low angle shot (FLASH). التباين في تتابعات نداء الصدى GRE الخام يمكن التعامل معها كما يلي:

- الوزن بالزمن الأول T1 يزداد مع نقصان زمن التكرار TR
- الوزن بالزمن الأول T1 يزداد مع زاوية الانقلاب
- الوزن بالزمن T2* يزداد مع زمن الصدى TE

يتم الحصول على الصور الموزونة بكثافة البروتون باستخدام زمن تكرار TR طويل إلى حد ما (١٠٠- ٤٠٠ ملي ثانية)، وزاوية انقلاب صغيرة (أقل من أو تساوي ٢٠ درجة)، وزمن صدى TE قصيرة (٥- ١٠ ملي ثانية). تنتج الصور الموزونة بالزمن T2* عند استخدام زمن تكرار TR طويـــل (٢٠- ٥٠٠ ملي ثانية) وزمن صدى TE طويل (٢- ٥٠ ملي ثانية). يتم الحصول على الوزن بالزمن الأول T1 باستخدام زمن تكرار TR قصير (٢٠- ٨٠ ملي ثانية)، وزمن صدى TE قصير (٥- ١٠ ملي ثانية)، وزاوية انقلاب ٣٠- ٥٠ درجة.

يمكن الحصول على تتابعات نداء الصدى GRE الخام في الحالات ثنائية الأبعاد 2D وثلاثية الأبعاد 3D. إن طرق نداء الصدى GRE الخام في الحالة ثلاثية الأبعاد 3D تنشط التصوير الحجمي للشرائح الرقيقة بدون فجوات بين الشرائح وتسمح بإعادة التشكيل في المستويات المتعددة.

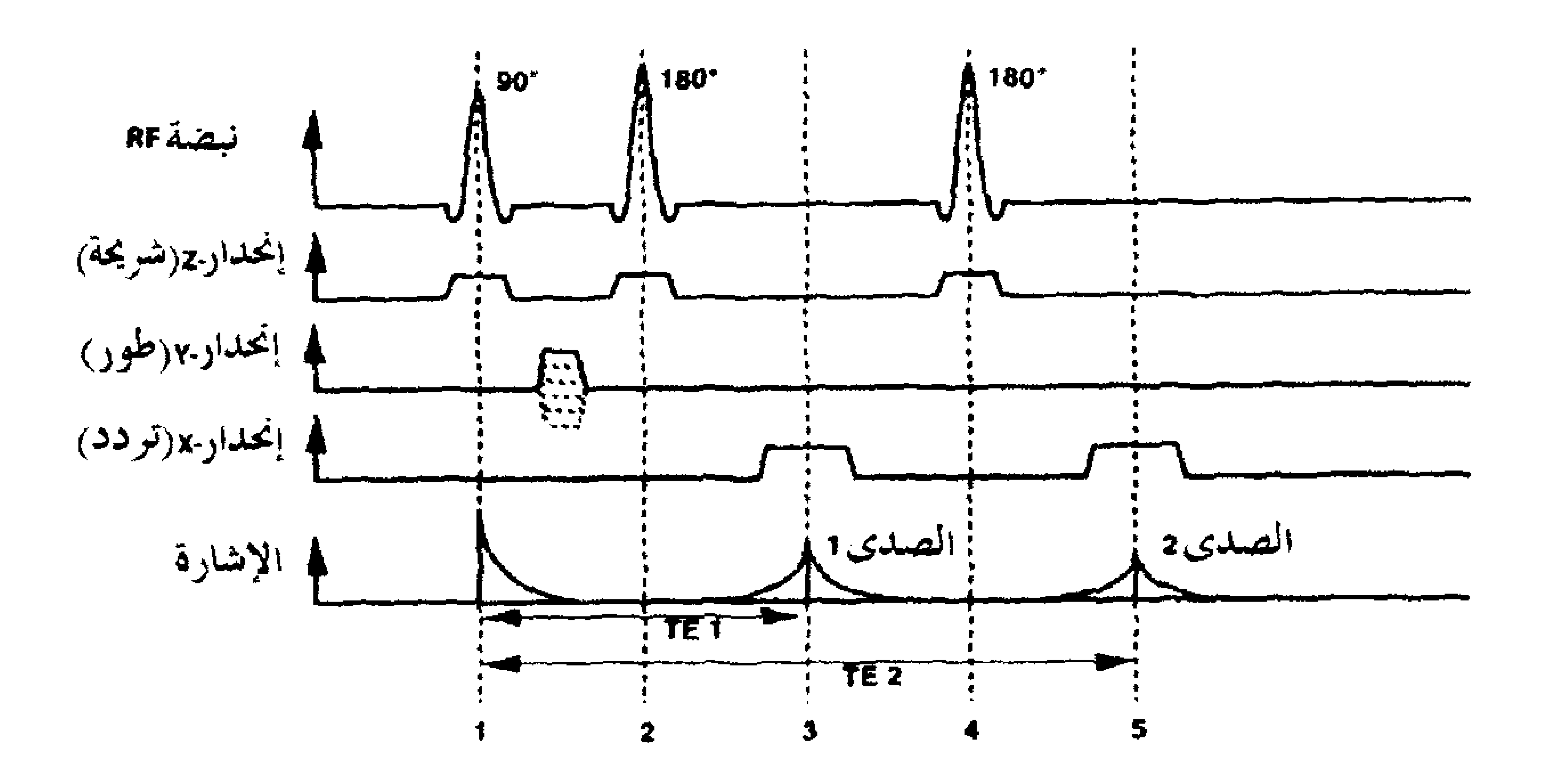
يستخدم نوع خاص من تتابع نداء الصدى GRE في تصوير الرنين المغناطيسي MR الروتيني وهو حالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة (SSFP). إن التتابع حالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة SSFP هو تتابع غير خام في هذا الجزء من توافق الطور للمغنطة العرضية ويتم الاحتفاظ به من فترة زمن التكرار TR إلى فترة زمن التكرار TR التالية لها. هذا يعني أن المغنطة العرضية المتولدة من نبضة راديو RF

واحدة تشارك في تكوين أكثر من صدى. اختصارات مختلفة تم استخدامها من مصنعين مختلفين لتمييز تتابعات حالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة SSFP مثل اكتساب الانحدار الاستدعائي في حالة الاستقرار gradient recalled acquisition in the steady state (GRASS). أو التصوير السريع مع دقة حالة الاستقرار fast imaging with steady state precession (FISP). تطورات أخرى لطرق حالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة SSFP هي التصوير السريع مع استخدام اكتساب حالة الاستقرار fast imaging employing steady state acquisition (FIESTA)، صدى المجال السريع المتوازن fast field echo (FFE)، والتصوير السريع مع دقة حالة الاستقرار FISP الحقيقي. التتابعات للتصوير السريع مع استخدام اكتساب حالة الاستقرار FIESTA والتصوير السريع مع دقة حالة الاستقرار FISP الحقيقية هي تتابعات نداء الصدى GRE موزونة بالزمن الثاني T2 يتحدد تباين صورها عن طريق النسبة T2/T1. الدم له نسبة T2/T1 عالية ولذلك فإنه يظهر لامع في صور حالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة SSFP. ميزة أخرى لحالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة SSFP وهي أنه ليس معرضا بدرجة كبيرة للدم المتدفق. تتميز تتابعات حالة الاستقرار لتتابعات الدقة الحرة SSFP بأزمنة مسح قصيرة جداً ولذلك فإنها مناسبة جداً لتصوير الأوعية والتصوير في الزمن الحقيقي للأعضاء المتحركة مثل القلب (المقطع ٦ , ١١).

(٧ , ٨) تتابعات الصدى المتعدد Multiecho Sequences

يمكن توليد أكثر من صدى في دورة واحدة باستخدام كل من تتابعات الصدى المغزلي SE ونداء الصدى GRE: أكثر من صدى إضافي ينتج عن طريق نبضات تمركز تردد راديو RF إضافية ١٨٠ درجة بينها انحدارات الصدى المتعددة تتولد بالعكس المتكرر لانحدار تشفير التردد. تستخدم طرق الصدى المتعدد لسببين:

- توليد أكثر من صدى ينشط الحصول على تتابع بقياسات متعددة تختلف في أزمنة صداها والأوزان T2. فمثلاً، استخدام زمن تكرار ٢٠٠٠ ملي ثانية وأزمنة صدى ٢٠ ملي ثانية للأول و ٨٠ ملي ثانية للصدى الثاني يسمح بالحصول على صور موزونة بكثافة البروتون (٢٠ ملي ثانية) وصور موزونة بالزمن الثاني T2 (٨٠ ملي ثانية) بقياس واحد. تستخدم طريقة الصدى المتعدد روتينياً في تركيبات العيادات (الشكل رقم ٣٢).
- طرق الصدى المتعدد تعجل تجميع البيانات ويمكن استخدامها للتصوير فائق السرعة (الفصل الثامن).



شكل رقم (٣٢). تتابع SE متعدد الصدى. نبضة تمركز تردد راديو RF ١٨٠ درجة (٤) يتم تطبيقها لتوليد صدى ثاني (٥)، مما ينتج صورة موزونة بالزمن T2 نتيجة استخدام زمن تكرار TE أطول. النبضة ١٨٠ درجة الثانية يتم إعطاؤها في الوسط تماما بين (٣) والصدى الثاني (٥).

المراجع References

1- Mitchell DG, Cohen MS (2004) MRI principles, 2nd ed. Saunders, Philadelphia.

2- Elster AD (1993) Gradient-echo MR imaging: Techniques and acronyms. Radiology 186:1

3- Haacke EM, Frahm J (1991) A guide to understanding key aspects of fast gradient echo imaging. J Magn Reson Imaging 1:621

الفصل الثامن

تتابعات النبضات السريعة
Fast Pulse Sequences

هناك العديد من الأسباب التي تجعل من المرغوب فيه زيادة سرعة المسح.

- تسمح التتابعات السريعة للمستخدم بإجراء دراسات ديناميكية، مثلاً تتبع تباين وسط ناعم كروي bolus.
- إن الحصول على الإشارة في وقت قصير يجعلها أقل عرضة لتأثيرات الحركة غير المرغوبة، وبالذات مع المرضى غير المتعاونين.
- يمكن الحصول على التتابع السريع بما فيه الكفاية أثناء توقف التنفس وبذلك نحصل على صورة خالية من تأثيرات حركة التنفس.

هناك طرق مختلفة للحصول على زمن مسح أقصر:

- استخدام أحدث طرق الانحدار وأنظمة الراديو RF إلى أقصى سعة وتوقيت أكثر كفاءة للتتابعات العادية (انحدار الصدى GRE فائق السرعة).
- أخذ عينات من أصداء متعددة بتشفيرات طور مختلفة (صدى مغزلي سريع FSE، تصوير الصدى السطحي).
- الملء غير الكامل للفراغ-K (تصوير الصدى الجزئي، وتصوير فورير الجزئي، ومجال الرؤية المستطيل).

(١ ,٨) تتابعات الصدى المغزلي السريعة أو الدوامية

Fast or Turbo Spin Echo Sequences

تتابعات الصدى المغزلي السريعة (FSE) (تسمى أيضاً من بعض المصنعين بتتابعات الصدى الدوامية TSE) هي تتابعات صدى مغزلي SE معدلة لها زمن مسح قصير بدرجة معقولة. يتم ذلك عن طريق إعطاء عدة نبضات تمركز RF ١٨٠ درجة أثناء كل فترة زمن تكرار TR وباختصار يشغل انحدار تشفير الطور بين الأصداء. بهذه الطريقة، يتم الاستخدام الأمثل للفترة زمن التكرار TR عن طريق أخذ عينات من أصداء متعددة بتشفيرات طور مختلفة بعد كل نبضة إثارة (الشكل رقم ٣٣). التوالي في أصداء المغازل المتولدة بهذه الطريقة يسمى تتابعاً أو تالياً أو قطاراً من الصدى وعدد الأصداء التي تم أخذ عيناتها هي طول قطار الصدى Echo train length (ETL). زمن التصوير في تتابع صدى مغزلي سريع FSE يمكن حسابه كما يلي:

زمن المسح = زمن التكرار TR × عدد خطوات تشفير الطور × عدد متوسطات متوسطات الإشارة [ETL]

ETL هو طول قطار الصدى ويقصد به عدد الأصداء التي تم أخذ عيناتها لكل قطار صدى.

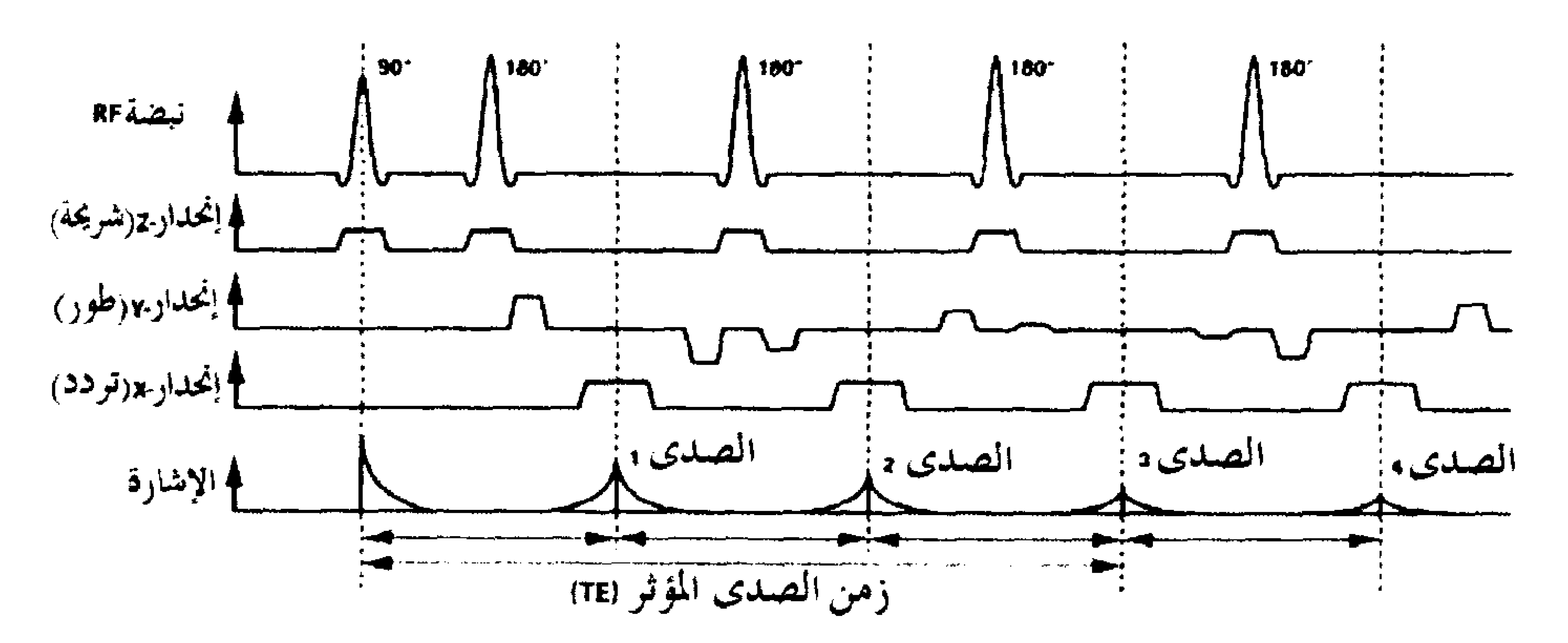
إن تتابعات الصدى المغزلي السريعة FSE ليست سريعة فقط، ولكنها تختلف عن طرق الصدى المغزلي SE العادي في أكثر من وسيلة كذلك:

- تتابعات الصدى المغزلي السريعة FSE لها زمن تكرار TR أطول لكي تعطى أكبر عدد ممكن من نبضات التمركز RF ١٨٠ درجة. زمن التكرار TR في حالة الصدى المغزلي السريعة FSE يكون ٤٠٠٠ ملي ثانية أو أكبر بالمقارنة مع ٢٠٠٠ حتى ٢٥٠٠ ملي ثانية لتتابعات الصدى المغزلي السريعة FSE. مع زمن تكرار TR أطول، تكون تتابعات الصدى المغزلي السريعة FSE أكثر ملاءمة للحصول على صور موزونة بالزمن الثاني T2.

- زمن الصدى TE لتتابعات الصدى المغزلي السريعة FSE للصور الموزونة بالزمن الثاني T2 يكون أطول أيضاً.

حقيقة أن أصداء متعددة يمكن أن تتولد بعد نبضة إثارة واحدة تستخدم بوضوح في التصوير العادي للحصول على صورة موزونة بكثافة البروتون (وزن مرحلة متوسطة) و صورة موزونة بالزمن الثاني T2 بنفس التتابع (المقطع ٨ , ٧). بالتبادل، فإن طرق الصدى المتعدد يمكن استخدامها للحصول على تتابعات أسرع.

يمكن استخدام تتابعات الصدى المغزلي السريعة FSE لإجراء صور الصدى المزدوج عن طريق تقسيم قطار الصدى. باستخدام قطار صدى طوله ثمانية، كمثال، فإن الأربع أصداء الأولى يمكن استخدامها لتوليد صورة موزونة بكثافة البروتون والأربع أصداء الأخيرة لتوليد صورة موزونة بالزمن الثاني T2.



الشكل رقم (٣٣). تتابع صدى مغزلي سريع. أربعة نبضات تمركز RF ١٨٠ درجة تم تطبيقهم لتوليد أربعة أصداء (قطار صدى)، على العكس من طريقة الصدى المتعدد، تم تشغيل انحدار تشفير الطور قبل كل صدى، الأصداء الأربعة التي يتم الحصول عليها بعد نبضة إثارة وحيدة لها تشفيرات طور مختلفة. في المثال الموضح، تباين الزمن T2 يتم تحديده أساسا في الصدى الثالث (زمن الصدى TE الفعال، المقطع ٩ , ٨).

(٨,٢) تتابعات الصدى المغزلي السريع ذو الطلقة الواحدة

Single Shot Fast Spin Echo (SSFSE) Sequences

تتابعات الصدى المغزلي ذو الطلقة الواحدة SSFSE والصدى المغزلي ذو الطلقة الواحدة المكتسب بنصف فورير half Fourier acquisition single shot fast spin echo(HASTE)، هي أسماء بديله لطريقة الرنين المغناطيسي MR السريعة جداً بزمن مسح مقداره ثانية واحدة أو أقل. تعتمد الطريقة على الملء غير الكامل للفراغ K (تصوير صدى كسري وفورير جزئي). "الطلقة الواحدة" توضح أن نصف خطوط الفراغ K يتم ملؤها بعد نبضة إثارة RF. سرعة الحصول أو التجميع تقلل تأثيرات الحركة إلى أقل ما يمكن. نتيجة طول أزمنة الصدى، فإن صور SSFSE أو HASTE توضح اختيارياً الأنسجة التي لها أزمنة تكرار TE طويلة، بمعنى الأماكن التي تحتوي على سوائل حرة، بينما الأنسجة التي لها TE قصيرة أو متوسطة تكون غير واضحة. لهذا السبب، فإن طريقة SSFSE أو HASTE تستخدم لتصوير الرنين المغناطيسي MR للنخاع myelography، والجهاز البولي urography ومخطط القنوات البنكرياسية .(cholangiopancreatography (MRCP

(٨,٣) تتابعات الاسترداد العكسي السريع أو الدوامي

Fast or Turbo Inversion Recovery (Fast STIR) Sequences

إن تعديل قطار الصدى لتتابع الاستعادة العكسية IR يكون فعالاً خاصة لأن زمن التكرار TR الطويل جداً يسمح للتراخي الكامل للزمن الأول T1 بأن يحدث. تتابعات الاسترداد العكسي أو الدوامى لها نفس زمن العكس مثل تتابعات STIR العادية وتستخدم أيضا نبضة عكس ١٨٠ درجة ابتدائية ولكنها تأخذ عينات من كل الأصداء في قطار الصدى بتشفير طور مختلف.

(٨,٤) تتابعات انحدار الصدى السريعة

Fast Gradient Echo (GRE) Sequences

تتابعات انحدار الصدى السريعة GRE (تُعرف أيضاً بانحدار الصدى التربيني أو تتابعات انحدار الصدى متناهية السرعة) تستخدم مع أحدث أنظمة الانحدار (العزل الفعال) للحصول على أزمنة صدى تحت الواحد ملي ثانية مع أزمنة تكرار ٥ ملي ثانية أو أقل. تتابع انحدار الصدى السريع GRE هو أساسا تتابع نداء الصدى GRE العادي والذي يعمل بسرعة ويستخدم بعض الحيل الحسابية، مبدئيا الملء غير الكامل للفراغ K (تصوير الصدى الكسري وفورير الجزئي، المقطع ٣,٥). إن تتابعات انحدار الصدى GRE السريعة تعطي جودة صورة ممتازة بالرغم من أن الشريحة يمكن الحصول عليها في ثواني قليلة فقط (٢- ٣ ثانية تماما). مثل هذه التتابعات مناسبة جدا للتصوير الديناميكي، مثلاً، لتتبع التدفق الداخل لوسط تباين مضغة. فوق ذلك، فإن طرق انحدار الصدى GRE السريعة تستخدم لتصوير مناطق الجسم التي يجب فيها التخلص من تأثيرات الحركة مثل الصدر (حركة التنفس) والبطن.

تستخدم طرق انحدار الصدى GRE السريعة زاوية انقلاب صغيرة، تماماً أقل من ٤٥ درجة، للوزن المثالي بالزمن T1. إن هذا يحسن نسبة الإشارة للضوضاء SNR لأن هناك زمن أقل لتراخي الزمن T1 عندما يكون زمن التكرار TR قصيراً (التشبع، الفصل الثالث).

(٨,٥) تتابع تصوير الصدى المستوي

Echo Planar Imaging (EPI) Sequence

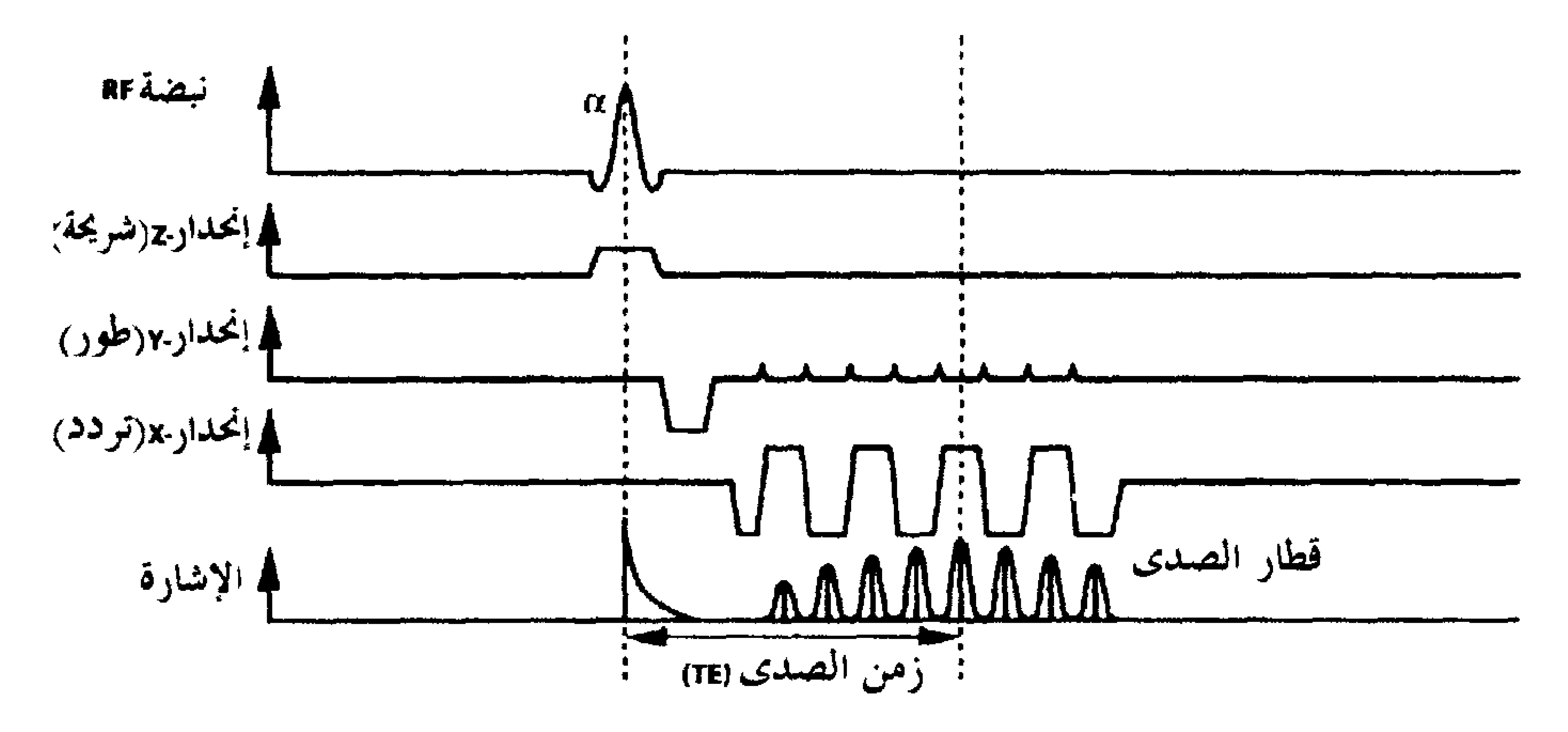
إن تصوير الصدى المستوي EPI يمكننا من التجميع المتناهي السرعة للبيانات، مما يجعله مرشحاً ممتازاً للتصوير الديناميكي والوظيفي بالرنين المغناطيسي MR. تتطلب هذه الطريقة انحدارات تشفير ترددي قوية وسريعة الفتح. يمكن الحصول على قطار

صدى يتكون من عدد من الأصداء التي تصل إلى ١٢٨ (الشكل رقم ٣٤). في هذه الطريقة، يمكن الحصول على صورة بتباين يصل إلى ٢٥٦ × ١٢٨ بعد نبضة إثارة واحدة (طلقة واحدة) في ٧٠ ملي ثانية، والتي تقابل ١٦ صورة في الثانية!. وبالرغم من ذلك، فإن تصوير الصدى المستوي EPI مازال عليه أن يجابه عدداً من المشاكل، والتي أخرت استخدامه حتى الآن في العيادات بشكل روتيني. هذه المشاكل هي:

- كطريقة انحدار الصدى GRE، فإن تصوير الصدى المستوي EPI لا يستطيع استرداد عدم التجانس في المجال وستضمحل الإشارة مع الزمن T2*.
- سرعة تشغيل الانحدار تسبب عدم تجانس في المجال يتراكم مع الزمن، مما يسبب تشوهات هندسية في صورة الرنين المغناطيسي MR.
- نتيجة اضمحلال T2* السريع للإشارة، سيكون هناك وقت قصير لتجميع الصدى. للحصول على عدد معقول من القياسات في هذه الفترة القصيرة، سنحتاج إلى انحدار قوي جدا وسريع. سرعة تشغيل الانحدار تتحدد بالعزم الكهربي لملفات الانحدار ومخاطر الضرر الذي قد يحدث للشخص الذي يتم تصويره كنتيجة للإثارة العصبية المصاحبة للمجالات المغناطيسية سريعة التغير. وفوق ذلك، فإن التردد السريع للانحدار يسبب ضوضاء تحتاج لحماية أذن المريض منها !.
- تباين الصورة يكون في العادة ضعيفاً لأن تجميع البيانات بالطلقة الواحدة لا يحتوي على تكرار ومن ثم فليس هناك تأثير للزمن T1.

(٦, ٨) التتابعات المهجنة Hybrid Sequences

إن الطرق المهجنة تولد وتسجل تتابعات من الأصداء المغزلية SEs وانحدارات الصدى GREs بالتبادل. الانحدار وصدى المغازل gradient and spin echo (GRASE)) والتصوير الحلزوني هي طرق مهجنة.



الشكل رقم (٣٤). تصوير الصدى المستوى **EPI**. كما في طريقة الصدى المغزلي السريع **FSE**، يتم توليد عدة أصداء (ثمانية كما في المثال الموضح) بتشفيرات طور مختلفة. على العكس من الصدى المغزلي السريع **FSE**، فإن الأصداء لا تتولد بنبضة **RF** ١٨٠ درجة ولكن بتشفير انحدار ترددي كما في تتابع انحدار الصدى المغزلي **GRE**. تتطلب هذه الطريقة مكبرات عالية الكفاءة جداً لأن تشفير الانحدار الترددي يجب عكسه بسرعة كبيرة جداً. القمم في تشفير انحدار الطور تسمى الومضات «**blips**».

(٨,٧) تتابع الانحدار وصدى المغزل

Gradient and Spin Echo (GRASE) Sequence

تتابع الانحدار والصدى المغزلي هو تركيبة من الصدى المغزلي السريع FSE والتصوير بالصدى المستوي EPI. تتابع من نبضات الرايو RF ١٨٠ درجة يتم تطبيقه لتوليد عدد من الأصداء المغزلية (كما في الصدى المغزلي السريع FSE). بالإضافة لذلك، العديد من انحدارات الصدى GREs يتم إنتاجها لكل صدى مغزلي SE عن طريق التشغيل السريع لقراءة خرج قطبية الانحدار. هذا يجعل طريقة الـ GRASE أسرع حتى من الصدى المغزلي السريع FSE بدون أي تأثير على جودة الصورة لأن الإشارة تضمحل مع الزمن T2 بدلاً من الزمن T2*. التباين الذي سنحصل عليه هو نفسه مثل التباين الذي نحصل عليه مع تتابعات الصدى المغزلي SE العادية.

(٨ ,٨) التتابعات الحلزونية Spiral Sequences

اكتسبت التتابعات الحلزونية اسمها من حقيقة أن الفراغ K يتم ملؤه باستخدام مسار حلزوني. التصوير الحلزوني يتم إجراؤه باستخدام تتابع انحدار الصدى GRE بالترابط مع انحدارين متذبذبين. إنها طريقة واعدة، وخاصة لتصوير القلب في الزمن الحقيقي.

(٨ ,٩) زمن الصدى وتباين T2 في التتابعات السريعة

Echo Time and T2 Contrast in Fast Sequences

في تصوير الصدى المغزلي SE وانحدار الصدى GRE العادي، يتم توليد صدى واحد بعد كل إثارة. كنتيجة لذلك، فإن كل الأصداء التي تم أخذ عيناتها لصورة معينة يكون لها نفس زمن الصدى وبذلك نفس وزن الزمن T2. وزن الزمن T2 للصور المتولدة بهذه الطريقة يكون محدداً بدقة.

وعلى العكس، فإن تتابعات الصدى المغزلي SE وتصوير الصدى المستوي EPI السريعة تولد أصداء عديدة بأوزان الزمن T2 مختلفة، كلها تساهم في تباين الصورة الناتجة. وهذا هو السبب في اختيار واحد من الأصداء ليحدد أساساً تباين الزمن T2 (في الشكل رقم ٣٣ الثالث من أربع أصداء). زمن الصدى لها يسمى زمن الصدى الفعال (TE الفعال). وعلى الرغم من ذلك، يجب أن نكون حريصين على أن تكون أزمن الصدى TEs الأخرى تساهم في تباين الزمن T2.

تقنياً، يتم اختيار الصدى عن طريق تسجيله بطريقة تملأ مركز الفراغ K (المقطع ٢ ,٤)، والذي يحتوي البيانات التي تؤثر بقوة في تباين الصورة.

References المراجع

1- Elster AD (1993) Gradient-echo MR imaging: Techniques and acronyms. Radiology 186:1

2- Frahm J, Häenicke W (1999) Rapid scan techniques. In: Stark DD, Bradley WG Jr (eds) Magnetic resonance imaging, 3rd edn. Mosby-Year Book no 87, Mosby, St. Louis.

الفصل التاسع

تقنيات التخلص من اشارة الدهون
Fat Suppression Techniques

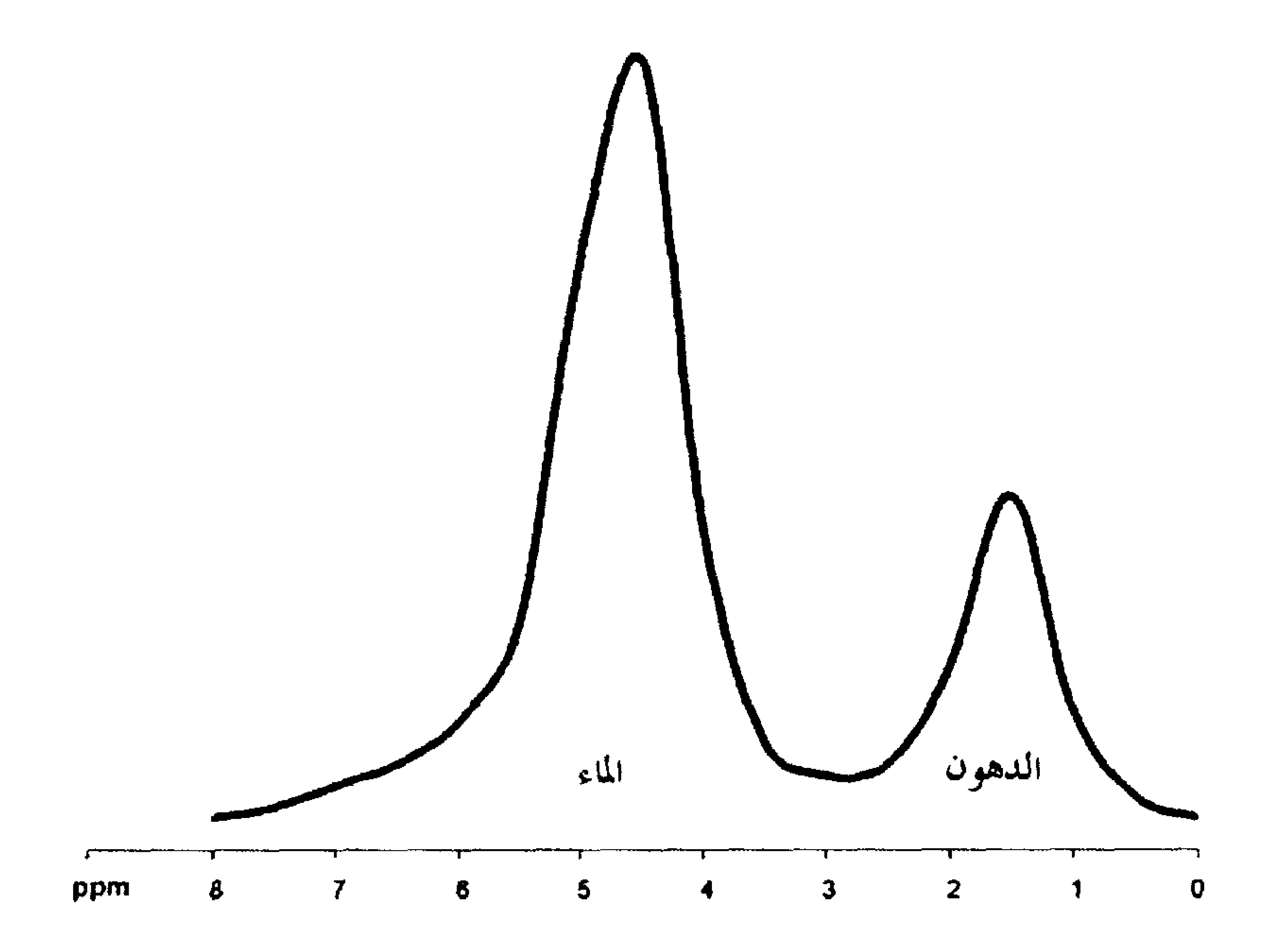
تستخدم تقنيات عديدة في عيادات التصوير بالرنين المغناطيسي MR للتخلص من إشارات الدهون.

- تصوير الإزاحة الكيميائية القائم على إزاحة الطور على الزمن بين الهواء والدهون.
- الاختيار الترددي لتشبع الدهون (نبضة تشبع الدهون fat sat pulse).
- التخلص من الدهون المعتمدة على T1.
- التشبع المسبق الطيفي مع الاسترداد العكسي (SPIR).

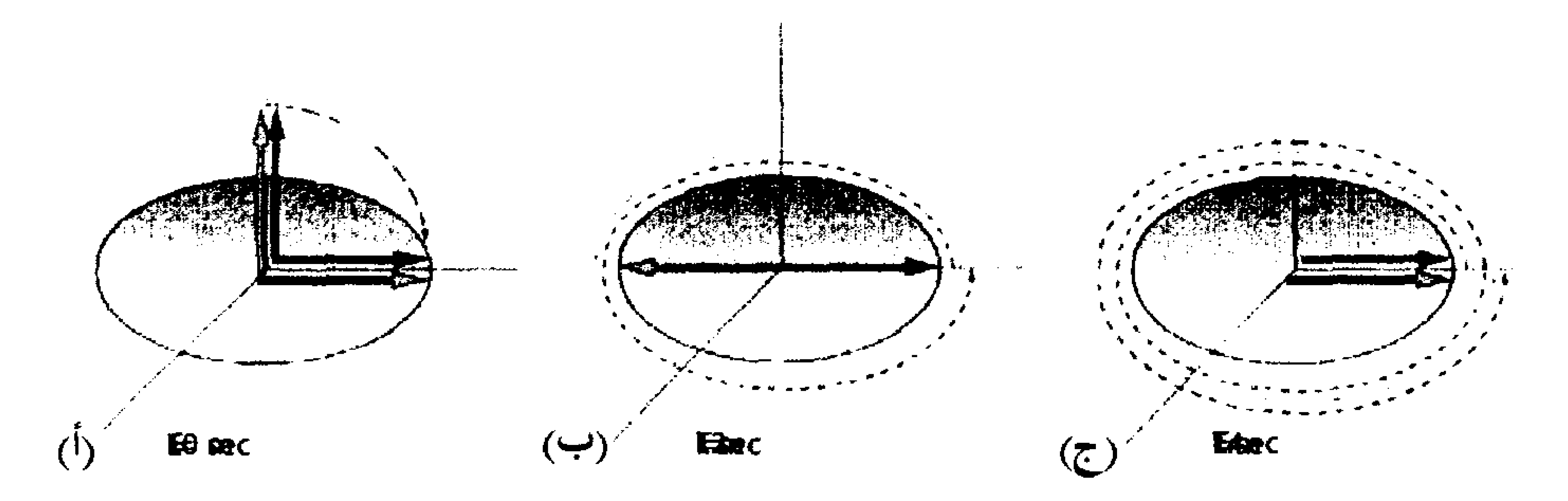
(٩, ١) تصوير الإزاحة الكيميائية Chemical Shift Imaging

كما ذكرنا سابقاً، فإن نواة نفس الذرة تختلف قليلاً في ترددها الرنيني عندما ترتبط مع جزيئات مختلفة أو مواقع جزيئيه مختلفة. هذا النوع من الفرق في التردد الرنيني يسمى الإزاحة الكيميائية. إن الإزاحة الكيميائية يمكن أن تعطى بالهرتز، والتي تتناسب مع شدة المجال المغناطيسي الخارجي الذي تتعرض له البروتونات، أو •كجزء في المليون parts per million ppm)، وهي وحدة لا تعتمد على شدة المجال المغناطيسي.

إن الأهمية العظمى للإزاحة الكيميائية في التصوير الإكلينيكي تظهر في بروتونات الدهون والماء. التردد الرنيني لبروتونات الدهون المرتبطة في سلسلة أحماض دهنية (مثلاً الجليسريدات الثلاثية triglycerides) وبروتونات الماء تختلف بمقدار ٣,٥ ppm، والتي عند شدة مجال مقدارها ١,٥ T، تجعل الدهون تتقدم بمقدار ٢٢٥ Hz أبطأ من الماء (الشكل رقم ٣٥). إذا كانت بروتونات الدهون والماء في نفس الفوكسل voxel، فإن الفرق في التردد سيظهر كفرق في الطور بعد انحناء اتجاه المغنطة إلى المستوى xy وبدء التراخي العرضي في الحدوث. مع الوقت، تكون بروتونات الدهون والماء على التوالي في نفس الطور وفي طور عكسياً بالنسبة لبعضهما ببعض. نقول إنهما يكونان في طور عكسي عندما تكون الزاوية بينهما ١٨٠ درجة. عند شدة مجال ١,٥ T تكون بروتونات الدهون والماء بينها زاوية مقدارها ١٨٠ درجة بعد الإثارة بزمن مقداره ٢,٢ msec، وفي نفس الطور بعد ٤,٤ msec. بعد ٢,٢ msec أخرى سيكونان في طور عكسي مرة أخرى وهكذا. في تصوير الرنين المغناطيسي MR الإكلينيكي، فإن هذه الفروق في الطور والتي تعتمد على الزمن يتم استخدامها للتخلص من إشارة الدهون (أو الماء) اختيارياً. في حالة الصورة التي يتم الحصول عليها في حالة الطور الواحد بين الإشارتين ، فإن مركبة المغنطة العرضية لبروتونات الدهون والماء التي تكون في نفس الفوكسل تجمع مع بعضها وتعطي إشارة قوية، بينما في حالة الطور العكسي فإنه إما الدهون وإما الماء وحدها تشارك في الإشارة (الشكل رقم ٣٦). الفرق في شدة الإشارة بين الصور التي لها نفس الطور والتي لها طور عكسي يمكن أن تساعد في التفريق بين الأجزاء السليمة والمريضة في صور الرنين المغناطيسي MR. إذا كان عضو يحتوي على دهون، فإن ذلك سيسبب نقصاً في شدة الإشارة البينية في الصورة ذات الطور العكسي بالمقارنة بالصور التي لها نفس الطور. تعرف هذه الطريقة بتصوير الإزاحة الكيميائية ولها، كمثال، دور في تقييم الرنين المغناطيسي MR لأورام الإدرينالين، حيث وجود الدهون يكون عاملاً مهماً في التعرف على المرض.



الشكل رقم (٣٥). الإزاحة الكيميائية بين الدهون والماء. التردد الرنيني لبروتونات الدهون والماء تختلف بحوالي ٣ , ٥ ppm والتي تترجم إلى حوالي ٢٢٥ هرتز عند شدة مجال مقدارها ١ , ٥ T.



الشكل رقم (٣٦ أ-ج). (أ) الفرق في الطور بين الدهون (السهم الرمادي) والماء (السهم الأسود) كدالة في زمن الصدى TE. (ب) عند شدة مجال مغناطيسي خارجي مقدارها ١ , ٥ T، فإن متجه المغنطة العرضية للدهون والماء يشير إلى اتجاهين متضادين عند TE = ٢ , ٢ msec، مما ينتج عنه إشارة رنين مغناطيسي MR ضعيفة. (ج) عندما TE = ٤ , ٤ msec، تعود الدهون والماء في نفس الطور وكل منهما يشارك في إشارة الرنين المغناطيسي MR.

طريقة التصوير بالإزاحة الكيميائية للتخلص الاختياري من إشارة الدهون أو الماء تم افتراضها من قبل ديكسون Dixon. في هذه الطريقة يتم قراءة مجموعتين من الصور، واحدة عندما تكون الدهون والماء في نفس الطور، والثانية عندما تكون الدهون والماء في طور عكسي. شدة الإشارة للصورتين اللتين يتم الحصول عليهما بهذه الطريقة (صورة رقم ١ و صورة رقم ٢) يمكن توضيحهما كالتالي:

- صورة رقم ١ = الماء زائد الدهون
- صورة رقم ٢ = الماء ناقص الدهون

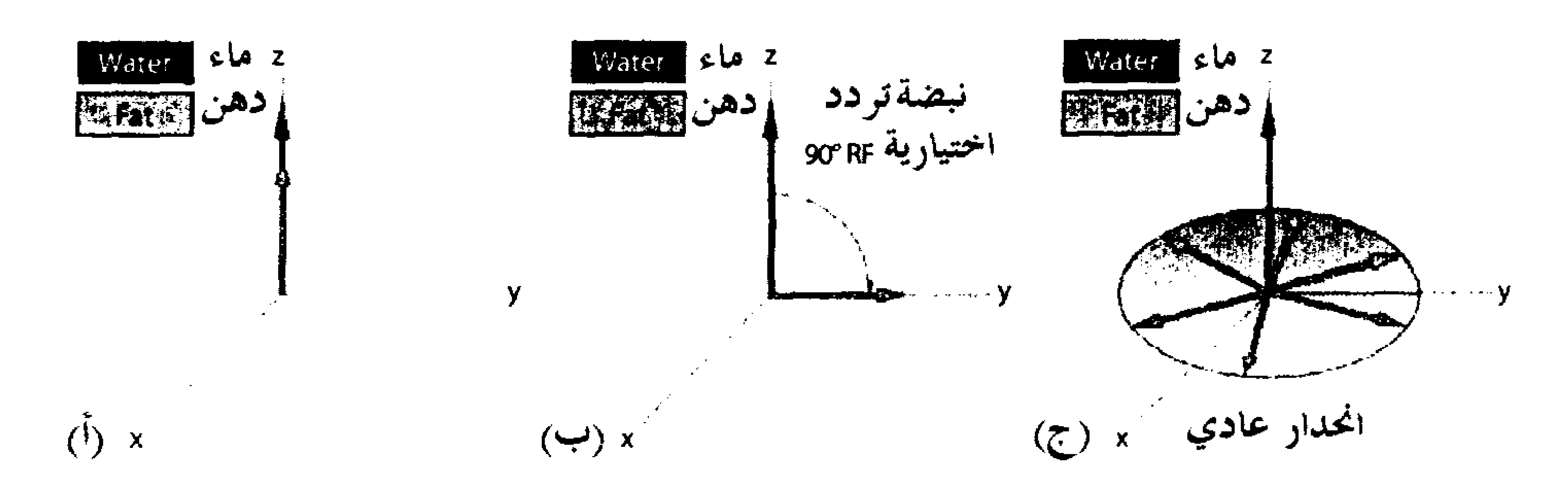
بجمع الصورة رقم ١ مع الصورة رقم ٢ نحصل على صورة ماء فقط (ماء زائد ماء) بينما بطرح الصورة رقم ٢ من الصورة رقم ١ نحصل على صورة دهون فقط.

(٢ , ٩) الاختيار الترددي لتشبع الدهون

Frequency Selective Fat Saturation

لأن الماء والدهون يكون لهما تردد رنيني مختلف، فإنه من الممكن أن نختار تشبع قمة الطيف للماء أو الدهون عن طريق تطبيق نبضة راديو RF للاختيار الترددي قبل التصوير. طرق التشبع الحقيقية تعطى نبضة الراديو RF بعد إجراء المعايرة للتحديد التام لقمة الطيف للدهون. تستخدم هذه الطرق باستمرار في تصوير الرنين المغناطيسي MR الطيفي وليس في الاستخدام العادي للتصوير الإكلينيكي بالرنين المغناطيسي MR، حيث يتم التخلص من تأثير الدهون بطرق عادية. إن نبضة تشبع الدهون fat sat pulse هي نبضة تردد راديو RF اختيارية قصيرة بطور ٩٠ درجة يتم تطبيقها لتدوير المغنطة العرضية للدهون إلى المستوى العرضي. بينما في المستوى العرضي، يتم إعادة الطور لمغنطة الدهون عن طريق تطبيق انحدار اختياري، مما ينتج عنه ترك المغنطة الطولية للماء فقط للإثارة أثناء النبضة التالية (انظر الشكلين رقمي ٣٦ و ٣٧).

طرق التخلص الاختياري الترددي من تأثير الدهون تستخدم في الماسحات ذات المجال العالي بينما تتابعات الاسترداد العكسي لأزمنة T1 القصيرة ST1R تكون مفضلة في الماسحات ذات المجال المنخفض.



الشكل رقم (٣٧). (أ و ب) إلغاء تأثير الدهون بالتردد الاختياري. نبضة تردد راديو RF اختيارية بطور ٩٠ درجة يتم تطبيقها لتدوير متجه المغنطة للدهون إلى المستوى المستعرض. (ج) المغازل الدهنية تبدأ في إعادة طورها، والتي يتم تعجيلها بتطبيق انحدار عادي، ولذلك، فإن المغنطة الطولية للماء تكون متاحة للإثارة التالية.

(٩ , ٣) الاسترداد العكسي للزمن الأول T1 القصير

Short T1 Inversion Recovery (ST1R)

تتابعات الاسترداد العكسي للزمن الأول T1 القصير ST1R تحقق تخلصاً جيداً لتأثيرات الدهون عند جميع قيم شدة المجالات. إنها تستخدم أساساً للتخلص من تأثيرات الدهون في الماسحات ذات المجال المنخفض وفي كل الأحوال الأخرى التي يكون فيها التخلص من تأثيرات الدهون لا يمكن تحقيقه بطرق التردد الاختياري. إن الوظيفة الأساسية لتتابع الاسترداد العكسي للزمن الأول T1 القصير ST1R تم شرحها في المقطع ٥ , ٧.

(٤ , ٩) طيف التشبع المسبق مع الاسترداد العكسي

Spectral Presaturation with Inversion Recovery (SPIR)

إن طيف التشبع المسبق مع الاسترداد العكسي SPIR يشبه الاسترداد العكسي للزمن الأول T1 القصير STIR في أنه تقنية عكس للتخلص من تأثيرات الدهون. على الرغم من أن تتابع الاسترداد العكسي للزمن الأول T1 القصير ST1R يستخدم نبضة تشبع ابتدائية ١٨٠ درجة، فإن طريقة طيف التشبع المسبق مع الاسترداد العكسي SPIR تستخدم نبضة عكس ابتدائية التي تجعل التردد اختيارياً وتعكس فقط مغنطة الدهون. لاحظ أن طيف التشبع المسبق مع الاسترداد العكسي SPIR ليس تتابع نبضات ولكنه تقريبا وحدة إضافية يمكن تطبيقها قبل أي تتابع نبضات. يستخدم طيف التشبع المسبق مع الاسترداد العكسي SPIR أساساً للحصول على صور بدون تأثيرات دهون مع الارتباط بتتابع موزون بالزمن الأول T1.

الفصل العاشر

التصوير المتوازي

Parallel Imaging

KLAAS P. PRUESSMANN

(١٠ , ١) خلفية عن الموضوع Background

إن تتابعات الرنين المغناطيسي MR التي تم تقديمها في الفصول السابقة هي في الحقيقة تتابعات طبيعية تعمل بسرعة. مع هذه التتابعات، تم الحصول على أزمنة مسح قصيرة ولكن المدى الذي يمكن الوصول إليه في تعجيل تجميع البيانات يحدد بما هو متاح من مكونات بنائية للنظام، وبالذات أداء ومعدل تسريع ملفات الانحدار المستخدمة في تشفير الطور والتردد. وفوق ذلك، فإن استخدام انحدارات أقوى وبمعدلات تسارع أعلى تكون محدودة باعتبارات وظيفية للأعضاء مثل مخاطر إثارة العصب المجاور.

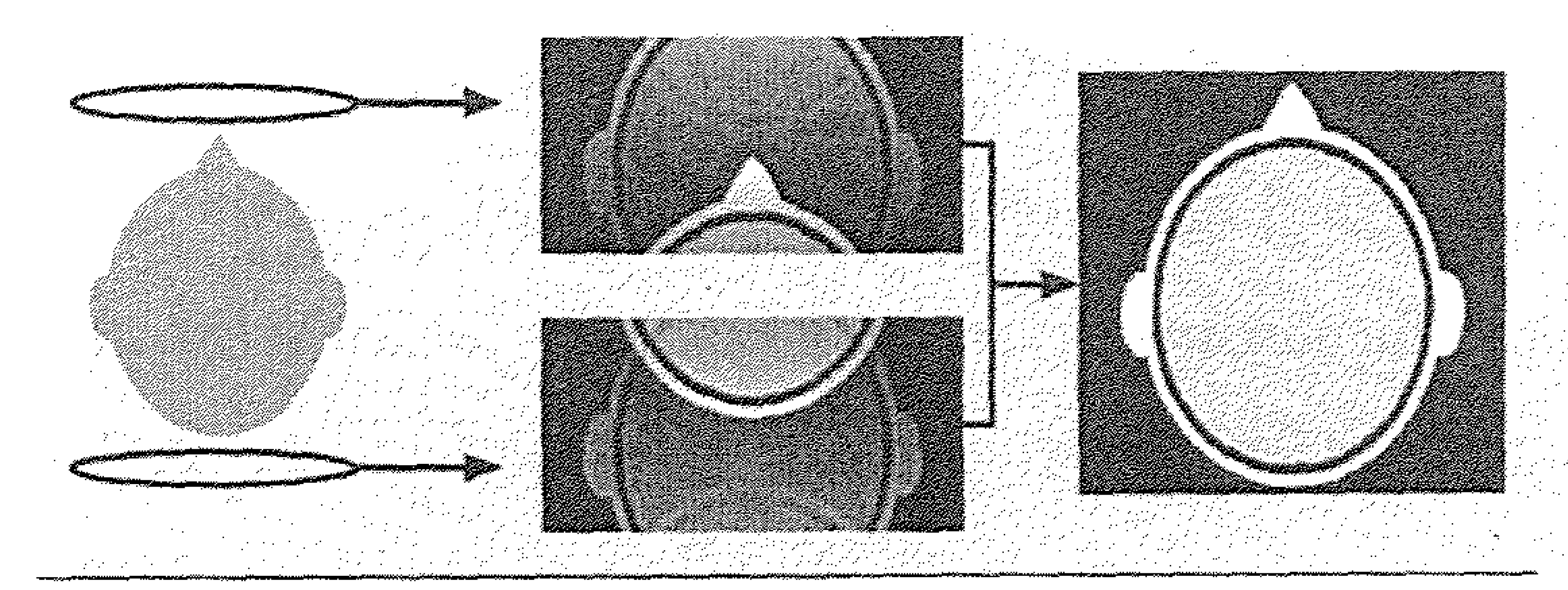
إن الاعتبار الآخر هو طاقة ترددات الراديو RF المتجمعة في النسيج والتي تؤدي إلى تسخينه (معدل الامتصاص الاعتباري specific absorption rate SAR). للتأكد من سلامة المريض، فقد تم تحديد معدل الامتصاص الاعتباري SAR للتصوير بالرنين المغناطيسي MR. هذه الحدود قد يتم تخطيها عند استخدام أنظمة تصوير سريعة بزوايا انقلاب كبيرة وأزمنة تكرار قصيرة.

(١٠ , ٢) أساسيات التصوير المتوازي Principles of parallel imaging

إن طرق التصوير المتوازي تقدم حلاً جيداً للحدود التي تم عرضها. تستخدم هذه الطرق مجموعة من ملفات السطح توضع جنباً إلى جنب للتجميع المتوافق لمجموعات

البيانات. مثل هذه الملفات الاستقبالية تسمح بتقصير زمن تجميع البيانات، ولكن بطريقة تختلف أساساً عن الطرق العادية للتتابعات السريعة. في التصوير المتوازي، يتم تقصير زمن المسح عن طريق تقليل عدد خطوات تشفير الطور بدلاً من تسريع الخطوات المتابعة. لذلك فإن تقليل زمن المسح يتم الحصول عليه بدون معدلات انحدار أسرع وبدون مخاطر التسخين للأنسجة.

بالتحديد، فإن عدد خطوات تشفير الطور يتم تقليله عن طريق العينات غير المملوءة للفراغ K. عندما يتم ملء الفراغ K بكثافة أقل عن طريق تجميع أصداء مغازل تشفير طور أقل، فإنه ينتج تقليل خطي لأزمنة المسح وذلك لأن زمن الحصول على الصورة يتناسب مع عدد أصداء تشفير الطور التي يتم تجميعها. فعلى سبيل المثال فإن زمن المسح يمكن تقليله بنسبة ٥٪ إذا تم ملء خط من بين كل خطين. الأثر الفوري، مع ذلك، هو أثر غير مرغوب فيه، وهو مجال رؤية أصغر في اتجاه تشفير الطور (الشكل رقم ٣٨) مع حدوث تأثيرات إلتفافية. و هذا يعني أن أجزاء من الحجم المصور والتي تمتد خارج مجال الرؤية FOV سيتم توقيعها في الجانب المعاكس في الصورة.



الشكل رقم (٣٨). في التصوير المتوازي ، مصفوفة من الملفات تجمع بشكل متزامناً إشارات الرنين المغناطيسي MR. زمن المسح يتم تقصيره عن طريق تقليل عدد خطوات تشفير الطور. كنتيجة لذلك، فإن الصور المنفردة يتم الحصول عليها بمجال رؤية أصغر ويظهر فيه التأثير الالتفافي. صورة كاملة بدون التأثيرات الالتفافية يتم تركيبها عن طريق تجميع الصور المنفردة.

هذه التأثيرات الالتفافية يمكن التخلص منها باستخدام التصوير المتوازي. في هذه الطريقة، فإن كل عنصر في مصفوفة الملفات يعطي صورة منفصلة بمجال رؤية صغير حيث يتم اختفاء جزء من معلومات الصورة عن طريق التأثير الالتفافي. ولكن، الأجزاء التي التفت على بعضها تتميز بأوزان مختلفة تتغير مع الحساسية المكانية لعناصر الملفات المفترضة. في الشكل رقم (٣٨)، كمثال، الملفات الموضوعة في الأمام ستكون أكثر حساسية للوجه والملفات الموضوعة في الخلف ستصور أساساً خلفية الرأس. معرفة هذه الحساسيات تسمح بالفصل حسابياً للمعلومات وتكوين الصورة التي تعطي مجال رؤية كامل بدون التأثيرات الالتفافية. وفوق ذلك، فإن عملية تكوين الصورة تتخلص أيضاً من الأوزان المختلفة، مما ينتج عنه صورة نهائية بكثافة إشارة متجانسة.

(٣, ١٠) متطلبات خاصة Special Requirements

للمكونات البنائية للنظام، فإن أهم عنصر ضروري لأداء التصوير المتوازي هو مصفوفة مناسبة لملفات الاستقبال. على حسب التطبيق المفترض، فإن مصفوفة الملفات تتكون من اثنين إلى ثمانية عناصر. الترتيب الهندسي المناسب للملفات يكون عامل مهم في تحديد نسبة الإشارة للضوضاء SNR التي يمكن الوصول إليها. من المهم أيضاً أن نحافظ على الحساسية المكانية لعناصر المصفوفة بحيث تكون ثابتة أثناء التصوير. يتحقق ذلك عن طريق الترتيب الجيد، فمثلاً، يمكن استخدام شكل قفصي عند تصوير الرأس. وعلى العكس، يفضل استخدام ترتيبات مرنة يتم تثبيتها على المريض بطرق انفرادية عند التصوير المتوازي للصدر والمنطقة الأمامية. في النهاية، فإن ماسح الرنين المغناطيسي MR يجب أن يحتوي على عدد مماثل من قنوات الاستقبال المنفصلة لتوصيل كل عناصر الملفات.

للتأكد من تكوين صورة يمكن الاعتماد عليها في التصوير المتوازي، من المهم أن نحدد بدقة تأثيرات التشفير في حساسية كل مستقبل. يتم ذلك في العادة عن طريق إجراء قياس مرجعي إضافي عند بداية كل فحص (معايرة). بطريقة أخرى، يمكن الحصول على بيانات مرجعية منفردة مع كل عملية تصوير.

(٤ , ١٠) تطبيقات Applications

يمكن استخدام التصوير المتوازي لتقصير زمن أخذ الصورة بالتعاون الافتراضي مع كل التتابعات المعروفة وآليات التباين. كقانون، التصوير المتوازي لا يغير من صفات التباين، ولذلك يمكن تفسير أو ترجمة الصورة بنفس الطرق العادية المتبعة مع نظائرها.

يتناسب الكسب في السرعة طردياً مع النقص في خطوات تشفير الطور. معامل التعجيل هو المعامل الذي تقل بمقداره خطوط عينات الفراغ K. يمكنها أن تأخذ أي رقم صحيح أو قيمة كسرية بين ١ (بدون تعجيل) حتى ٣ أو ٤. يمكن الحصول على تجميع أسرع للبيانات مع التقنيات ثلاثية الأبعاد 3D التي تحقق تعجيلاً أكثر على المقابل من نظائرها ثنائية تشفير الطور.

من البرمجيات المتاحة تجارياً للتصوير المتوازي SENSE و IPAT و ASSET و SPEEDER. إن زمن المسح الأسرع الذي يمكن الحصول عليه بهذه الأدوات يتم استخدامه في مدى عريض من التطبيقات. في تركيبات العيادات، يكون التقليل في زمن المسح له جاذبية خاصة في برتوكولات التصوير مع التتابعات الطويلة جداً أو التصوير أثناء مسك النفس. أزمنة المسح القصيرة تكون ذات فائدة أيضاً في دراسات الرنين المغناطيسي MR الديناميكية مثل تحقيق وسط تباين مروري أو حركة القلب. بالتبادل، فإن تقنيات التصوير المتوازي يمكن توظيفها لتحسين التباين المكاني أو الحصول على شرائح أكثر بدون زيادة زمن المسح.

في النهاية، فإن التصوير المتوازي يمكن أن يساعد التأثيرات الحركية. عند استخدام تتابعات بزمن تجميع طويل، فإن القراءات التتابعية يمكن أن تقلل التأثيرات غير المرغوبة التي تتداخل مع جودة الصورة. يطبق هذا خاصة على تصوير الصدى المستوي echo planar imaging (EPI)، والتي تتأثر سلبياً عن طريق تأثيرات محددة وجدت بسبب عدم تجانس في المجال بسبب سرعة التأثر (قابلية التأثر) susceptibility المتغيرة والحركة والتدفق. فوق ذلك، فإن انعكاس الانحدار الفائق السرعة الضروري

في تصوير الصدى المستوي EPI يكون مصحوبا بمستوى عال جداً من الضوضاء. التصوير المتوازي يكون أقل ضوضاء لأن معدل انعكاس الانحدار يقل بسبب تقليل القراءات في حين يظل زمن المسح الكلي هو نفسه.

عندما نفترض تطبيق تقنية التصوير المتوازي لأي سبب من الأسباب السالفة الذكر، فإنه يجب التنبيه أن التتابع المستخدم يجب أن تكون له نسبة إشارة للضوضاء SNR يجب الحفاظ عليها. هذا يكون ضرورياً، مع بعض الاستثناءات، فإن التصوير المتوازي يقلل نسبة الإشارة للضوضاء SNR.

المراجع References

1- Sodickson DK, Manning WJ (1997) Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. Magn Reson Med 38:591–603

2- Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P (1999) SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 42:952–962

3- Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V, Wang J et al (2002) Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). Magn Reson Med 47:1202–1210

الفصل الحادي عشر

تصوير القلب والأوعية الدموية
Cardiovascular Imaging

Daniel Nanz (*) دانيال نانز

يمكن فحص نظام القلب والأوعية الدموية بالرنين المغناطيسي عند مستويات مختلفة.

يمكن رؤية الأوعية مباشرة في مصور الأوعية (MR angiography, MRA) ويمكن تقيمها في الأجزاء التشريحية غير العادية وفي الضيق والتوسع أو الفحص. إن موضوع وسط التباين الجديد قد غير بشكل كبير تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MR وقد سهل بشكل خاص دراسات الوقت التحليلية. إن صور الرنين المغناطيسي MR تعرض ليس فقط الدم، ولكن أيضاً جدار الأوعية وأمراضها.

بينما لا يمكن عادة رؤية الأوعية والشعيرات التي يقل قطرها عن واحد مليمتر مباشرة، ومع ذلك فإن الحقن يمكن تقيمه باستخدام طرق الرنين المغناطيسي MR والتي تعرض الأنسجة بكثافة إشارة تتغير مع تدفق الدم فيها. بهذه الطريقة يمكن مباشرة رؤية الاختلافات النسبية لمناطق الحقن في العضو.

تأثير اضطرابات الحقن التي تحدث بعد أي أزمة قلبية يمكن تقيمها على صور الرنين المعناطيسي MR موزونة الانتشار يمكن الحصول عليها في خلال دقائق من بداية الأعراض. في هذه الصور، تعكس كثافة الإشارة مقدار حركة جزيئات الماء عند المستوى الميكروسكوبي.

(*) مراجع

1- Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR) (2004) Consensus Panel report. European Heart Journal 25:1940–1965

في المخ، يحقق التصوير الوظيفي بالرنين المغناطيسي معلومات غير مباشرة عن النشاط المخي عن طريق عرض التغيرات في تشبع الأوكسيجين في الشعيرات الدموية.

تصوير الرنين المغناطيسي للقلب يعكس بعض المشاكل الخاصة. على الرغم من ذلك، فإن الكثير من الأسئلة يمكن الإجابة عليها عن طريق مجموعة من صور الرنين المغناطيسي لعضلة القلب باستخدام مجموعة من التتابعات المختلفة.

(١ ,١١) تصوير الأوعية Angiography

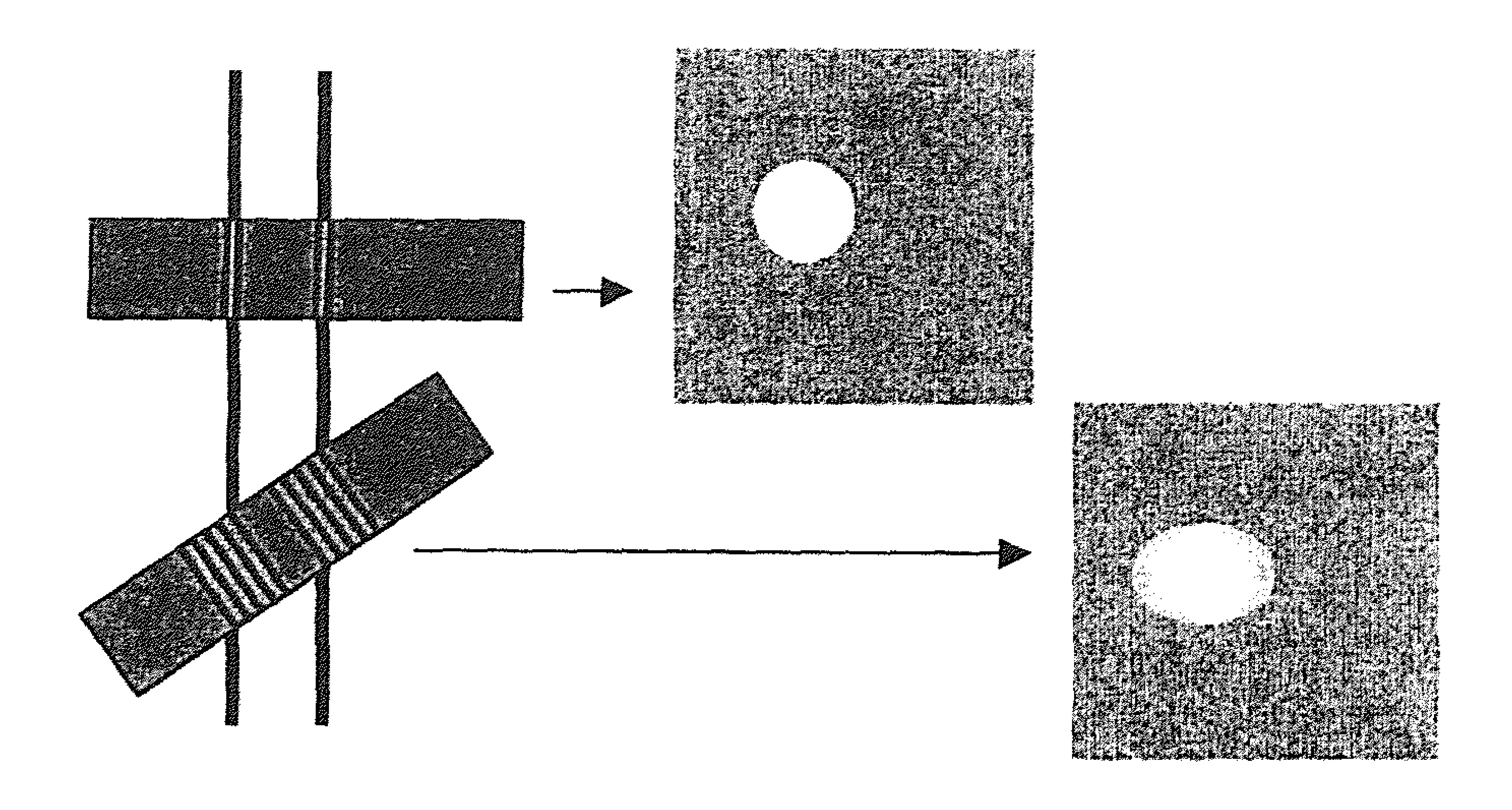
طرق تصوير الأوعية الدموية بالرنين المغناطيسي MR تم تحسينها لتصوير الدم والتشريح المحيط بإشارات ذات كثافات مختلفة. نقدم فيما يلي ثلاثة طرق (زمن الطيران time of flight وتباين الطور phase contrast، و الدم الأسود بالرنين المغناطيسي للأوعية MRA)، وهذا يمكن الحصول عليه عندما يتحرك الدم بسرعة أكبر من الهياكل المحيطة. الطريقة الرابعة، بالرنين المغناطيسي للأوعية MRA المحسن التباين، يختلف في أن النسيج يظهر مضيئا عندما يتم تقصير زمن التراخي الطولي إلى قيم أقل من ١٠٠ ملي ثانية عن طريق إدارة أو استخدام عامل تباين. بهذه الطريقة، فإن صورة الأوعية الدموية التي تستخدم عامل التباين تحسن إشارة الدم بعد الحقن في الأوعية الدموية مباشرة.

(١ ,١ ,١١) تصوير الدم المضيء Bright Blood Imaging

تقنيات تصوير الأوعية الدموية بالرنين المغناطيسي MRA الأوسع انتشاراً والمستخدمة في تركيبات العيادات تقوم بتصوير الدم باستخدام إشارة عالية الشدة (التصوير المضيء للدم). الأوعية ذات التباين الموجب تكون أكثر بروزاً، وفي المعالجة النهائية لبيانات التصوير بالرنين المغناطيسي، يمكن رؤيتها بسهولة أكثر على إسقاطات من خلال تكدسات من الصور. وعلى الرغم من ذلك، فإن كل تقنيات الدم المضيء تكون محدودة بحقيقة أنه لا تكون

هناك في العادة إشارة من الدم عندما يكون التدفق دوامياً أو توربينياً. تحت هذه الظروف، لا يمكن تمييز الدم من الأنسجة المحيطة. يحدث التدفق الدوامي في مقاطع الأوعية المهمة مثل التفرعات أو في الأوعية البعيدة المتقلصة. عامة، الوسيلة الوحيدة لتقليل هذا التأثير هي بالحفاظ على أن يكون زمن الصدى أقصر ما يمكن.

يمكن استخدام تقنيات تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي للحصول على بيانات ثنائية الأبعاد (2D) أو ثلاثية الأبعاد (3D). يمكن إجراء معالجة متأخرة على البيانات ثنائية الأبعاد 2D للحصول على أحجام ثلاثية الأبعاد 3D. ميزة عامة في التصوير ثلاثي الأبعاد 3D هي أن الشرائح الرقيقة يمكن الحصول عليها بدون فراغات بين الشرائح، مما يحسن أيضاً من نسبة الإشارة إلى الضوضاء SNR في بعض التطبيقات. وفوق ذلك، فإن مجموعات البيانات الحجمية تسمح بإعادة التشكيل في العديد من المستويات بتباين جيد. عند إجراء تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MRA في حالة ثنائية الأبعاد 2D، يتم الحصول على نتائج مثالية مع وضع الشرائح عمودية على الوعاء المقصود ويتم المسح ضد اتجاه تدفق الدم. سيقلل هذا من التشبع غير المرغوب وتأثيرات الأحجام الجزئية (الشكل رقم ٣٩).



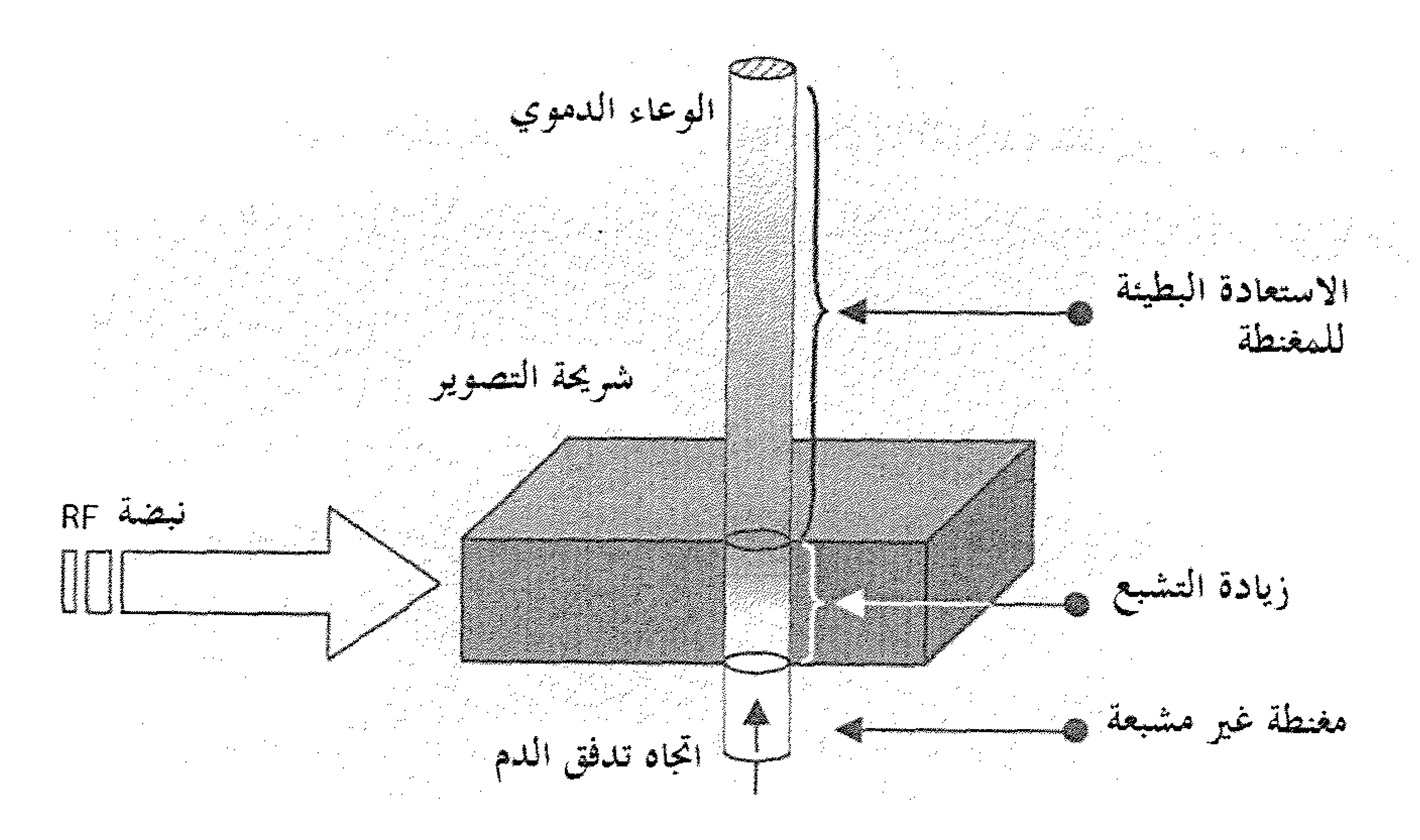
الشكل رقم (٣٩). تأثيرات الحجم الجزئي تحدث عندما تكون الشريحة التي يتم تصويرها مائلة على المستوى العمودي لمحور الوعاء الطولي. قطر الوعاء يظهر أصغر في الصورة المأخوذة من المستوى المائل.

زمن الطيران لتصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي
Time-of-Flight (TOF) MR Angiography

زمن الطيران Time–of-flight, TOF لتصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي يقوم بعرض تدفق الدم (بسرعة) من خلال مستوى التصوير بإشارة ذات كثافة عالية (مضيء). زمن الطيران لتصوير الأوعية يتم إجراؤه عادة في وضع محوري لتقييم أوعية الرأس والرقبة مثل الشرايين السباتية ودائرة ويليس circle of Willis . نظريا، على الرغم من ذلك، فإن زمن الطيران لتصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MR يكون اختياراً لتصوير الأوعية في كل أجزاء الجسم.

التعبير "زمن الطيران" من المحتمل أن يكون قد تم الأخذ به من تقنية القياس الطيفي للكتلة التي تفصل الشظايا الجزيئية التي لها كتل مختلفة على أساس الأزمنة المختلفة التي تحتاجها هذه الشظايا لتنتقل أو تسافر خلال أنبوبة مفرغة. بطريقة مشابهة، فإن تصوير الأوعية عن طريق زمن الطيران يبين دوران جزيئات الماء التي تتحرك في الدم من خلال الأوعية. يظهر الوعاء الدموي لامعاً عندما يكون هناك مصدر مستمر لمغازل حديثة تستبدل مكان المغازل في مستوى الصورة (تأثير التدفق الشكل رقم ٤٠).

تصوير الأوعية الدموية باستخدام زمن الطيران يتم باستخدام تتابعات انحدار الصدى GRE مع أزمنة تكرار قصيرة (٣٠ حتى ٥٠ ملي ثانية). ويجب الحفاظ على أزمنة الصدى أقصر ما يمكن. وتتراوح زوايا الانقلاب المستخدمة من ٢٠ حتى ٤٠ درجة تقريباً للتصوير ثلاثي الأبعاد وحتى ٥٠ درجة أو أكثر للتصوير ثنائي الأبعاد. إن المغازل التي تستقر خلال الشريحة بدون تحرك تكون متشبعة بدرجة كبيرة بنبضات الإثارة المتتابعة (انظر الشكلين رقمي ١١ و١٢) وتعطى فقط إشارة ضعيفة جداً، تجعل الأنسجة المستقرة تظهر أكثر إظلاماً في الصورة الناتجة. على العكس، فإن الدم المتدفق في مستوى الصورة لم يتعرض لنبضات الراديو RF. كنتيجة لذلك، فإن مغنطة طولية أكثر تكون متاحة للإثارة التالية والدم المتدفق يظهر لامعاً.



الشكل رقم (٤٠). أساس تصوير الأوعية عن طريق زمن الطيران. الظلال الرمادية المختلفة تمثل مقدار المغنطة الطولية.

إذا لم تترك المغازل حديثة الوصول من الحجم الممسوح في خلال فترة زمن التكرار TR واحدة، فإن المغنطة الخاصة بها ستتشبع أيضاً عن طريق نبضات إثارة الراديو RF التالية. لذلك فإن إشارة الرنين المغناطيسي الخاصة بها تصبح أقل ثم أقل مع تحركها بعيداً عن شريحة الدخول. إذا استمر الدم في الحجم المصور لزمن طويل فإنه يمكن أن تظهر مشكلة، فمثلاً، إذا كان هناك تدفق بطيء نتيجة مرض في الأوعية (مثل تشوهات الأوعية، أو جراحات في جدار الأوعية، أو تمدد الأوعية أو التجويف المزيف)، أو إذا كانت الأوعية تأخذ مسار منحنى خلال الشريحة، أو إذا تم التعامل مع شريحة سميكة (خاصة في التصوير ثلاثي الأبعاد). الفقدان المتزايد للإشارة يمكن تخفيفه إلى حد ما عن طريق الزيادة المتدرجة في زاوية الانقلاب المصاحبة للمغازل وهي في طريقها إلى حجم المسح (مثالية الانحناء، إثارة غير متشبعة، Tilted Optimized, Non-saturating Excitation, (TONE). بالتبادل، فإن الشريحة السميكة يمكن تقسيمها (اكتساب شرائح رقيقة متعددة متداخلة Multiple Overlapping Thin Slab Acquisition, MOTSA).

يحدث أقصى تحسين للتدفق عند التعامل مع شرائح رقيقة ثنائية الأبعاد عمودية على اتجاه تدفق الدم. هذا هو السبب في لماذا تكون تقنيات تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MRA ثنائية الأبعاد متميزة في تصوير الأوعية الدموية ذات التدفق البطيء مثل نظام الوريد البابي.

يمكن أن نواجه بعض مشاكل تشبع المغنطة عندما لا يأخذ الوعاء مساراً مستقيماً ولكنه يترك مستوى المسح ثم يعود إليه مرة أخرى. إن هذا قد يؤدي إلى إشارات ضعيفة جداً في مقاطع الأوعية الأمامية.

إن الزيادة في الإشارة الناتجة عن التدفق الداخل للدم لا تعتمد على الاتجاه الذي يدخل منه الدم إلى مستوى التصوير. لهذا السبب فإن الأوردة لا يمكن تميزها من الشرايين في طريقة التصوير للأوعية بزمن الطيران. يمكن التغلب على هذه المشكلة عن طريق تطبيق تشبع مسبق في المنطقة قبل أخذ عينات البيانات. حتى هذه النهاية، فإن المغنطة تكون متشبعة تماماً إما في شريحة متقدمة لشريحة التصوير (تصوير شرياني) وإما في الخلف بالنسبة لها (تصوير وريدي). الدم المتدفق في حجم المسح من الشريحة التي سبق تشبعها تظهر داكنة (الشكل رقم ٤١).

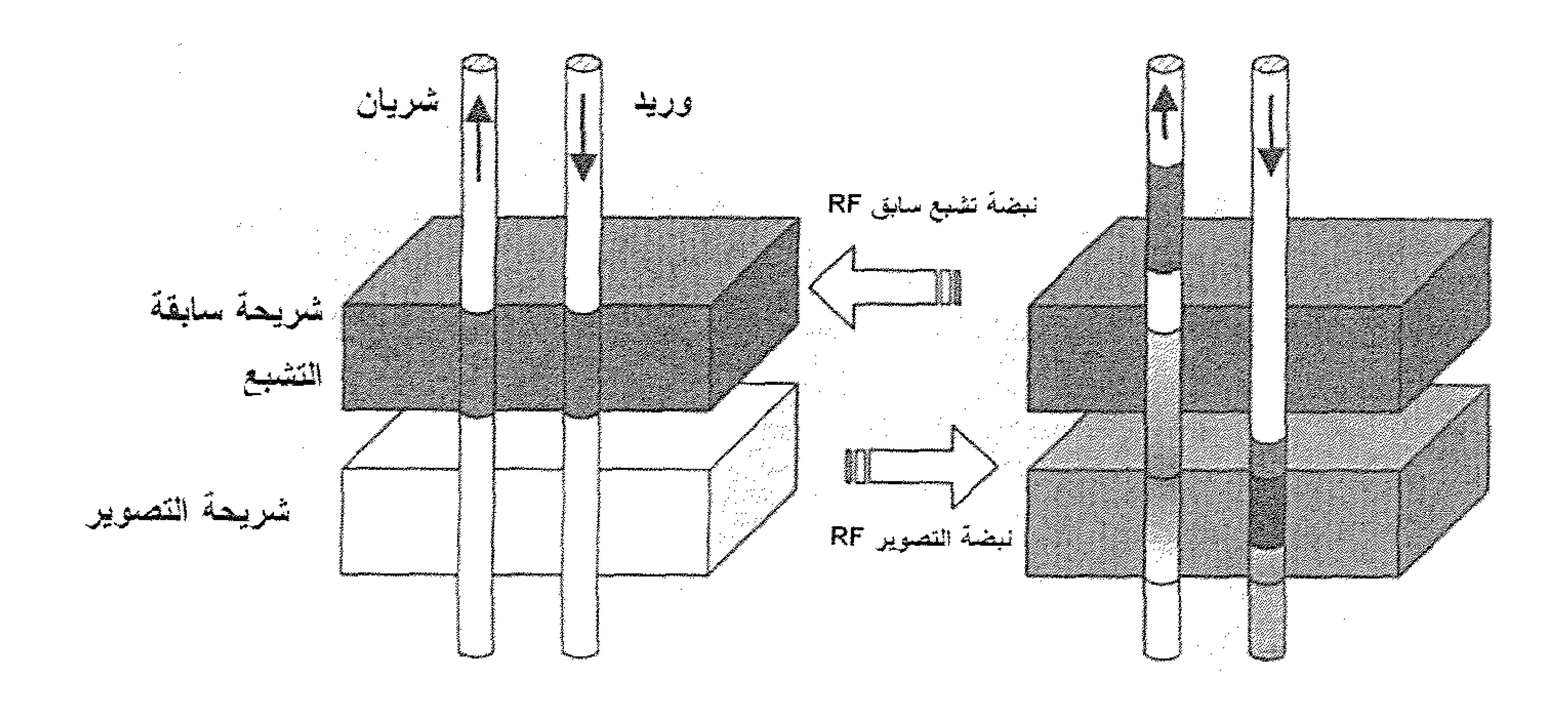
الإشارة من الأنسجة الثابتة يمكن قمعها أكثر عن طريق تشبع المغنطة في بركة البروتونات المترابطة (المقطع ٦ ,٣)، والتي ستحسن تباين الأوعية في معظم الأحوال. إن قمع الدهون هو اختيار آخر لتحسين التباين.

وجود تركيزات محدودة من وسط تباين في تصوير الأوعية يزيد من إشارة الأوعية ولكن التفريق بين الشرايين والأوردة في هذه الحالة يكون أصعب.

إن طبيب الأشـعة الذي يقرأ صور الأوعية المعتمدة على زمن الطيران TOF يجب عليـه أن يكون مدركاً أن قطر الوعاء الدموي يكون مقدراً بأقل من قيمته بينما التقلص يكون مقدراً بأكثر من قيمته وأن التباين قد يكون ضعيفاً عندما يكون هناك تدفق بطيء للدم أو أن الوعاء الدموي لا يأخذ مساراً مستقيماً. يمكن أيضاً ظهور إشارة براقة غير

متوقعة عند تقصير أزمنة الاستقرار عن طريق الميثوموجلوبين methemoglobin، والذي قد يتواجد مع الأورام الدموية(الهيماتوما) أو الجلطة.

من مميزات تصوير الأوعية عن طريق زمن الطيران هي قوته في ظروف العيادات الروتينية والكفاءة في قراءة واكتساب البيانات.



الشكل رقم (٤١). التفريق بين الشرايين والأوردة في صور الأوعية الدموية باستخدام زمن الطيران **TOF**. بعد التشبع المسبق للدم على أي من جانبي شريحة التصوير، فإن كثافة إشارة الوعاء تصبح أكثر اعتماداً على اتجاه تدفق الدم.

تصوير الأوعية بتباين الطور Phase Contrast Angiography

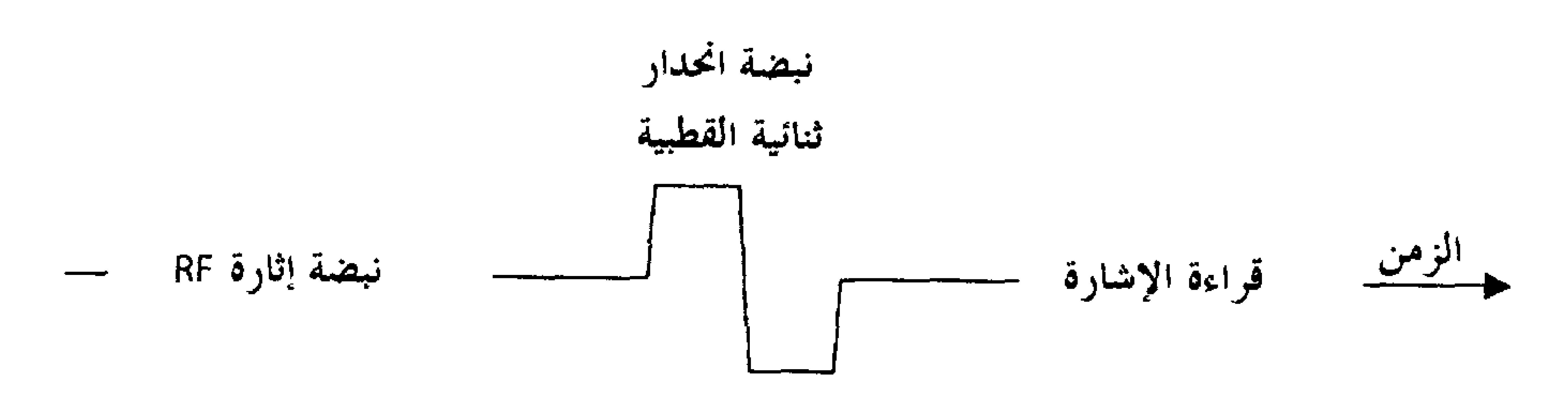
تصوير الأوعية عن طريق تباين الطور phase contrast, PC هو تقنية أخرى لسطوع الدم والتي تعتمد على استخدام انحدارات ثنائية الطور (تشفير التدفق). عن طريق اختيار الإشارة ومقدار الانحدار، فإن المشغل يمكنه أن يحدد اتجاه التدفق ومدى سرعات التدفق التي يكون التتابع حساساً بالنسبة لها. هذه التقنية تساعد على حساب السرعات المتوسطة للتدفق في كل الأحجام المصورة.

الصور ثنائية الأبعاد المأخوذة في اتجاه التدفق وعكس اتجاه التدفق، كمثال في الشريان الكلوي، يمكن استخدامها لتقدير الانخفاض في الضغط فوق مقطع الوعاء المتقلص. إن شريحة واحدة خلال التقلص تمكن الشخص من تحديد القيمة العظمى للسرعة ودرجة الضيق الطبقي.

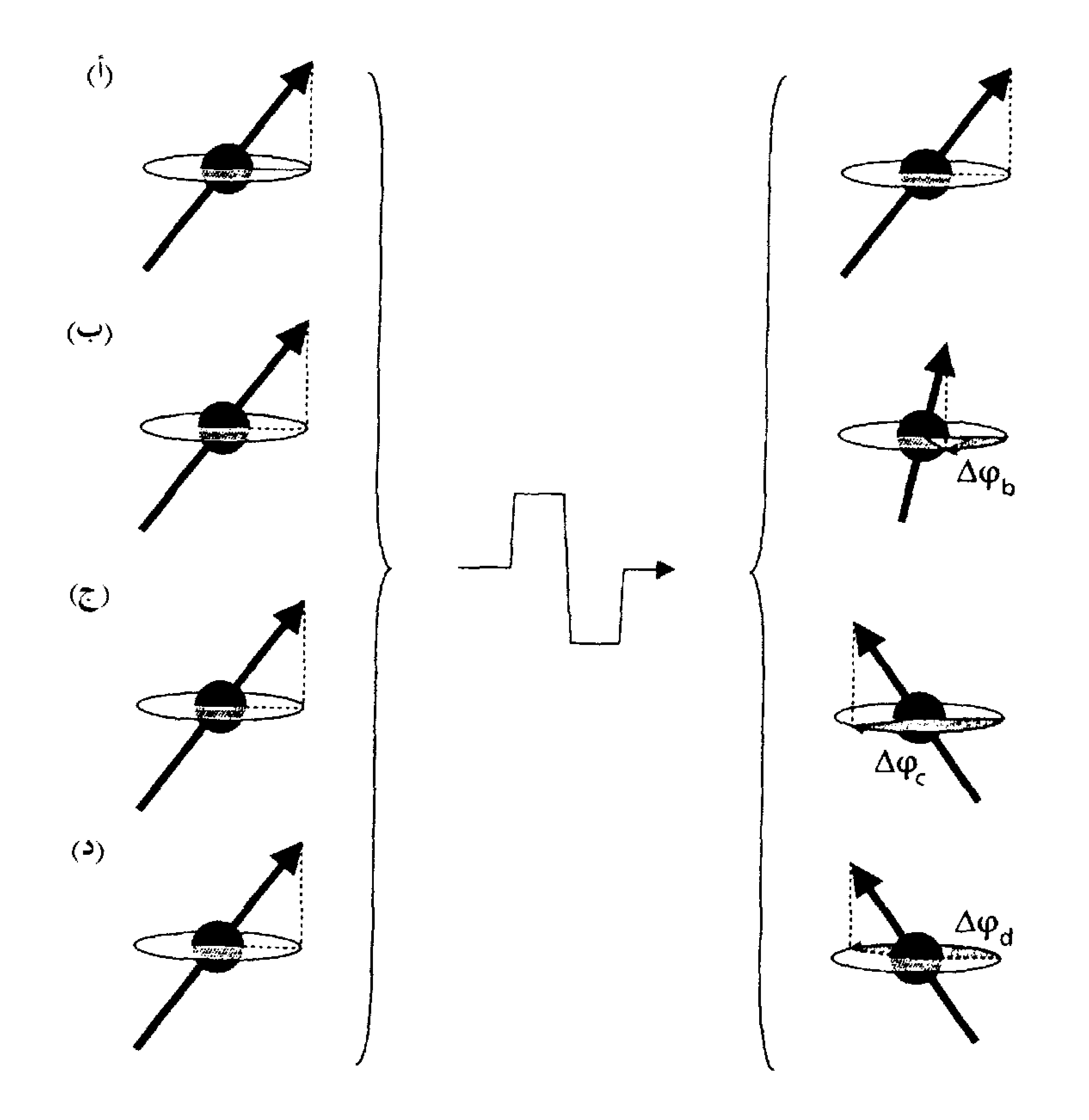
وضع شريحة ثنائية الأبعاد في التصوير القلبي في الأورطى الصاعد فوق صمام الأورطى سيوفر معلومات عن توزيع سرعات التدفق الخارج على مساحة المقطع العرضي للأورطى لكل أطوار إشارة القلب ECG (كمثال: ٢٠) للدورة القلبية. إلى هذا الحد، فإن تتابعاً من صور الأوعية بتباين الطور ثنائي الأبعاد المتزامن مع معدل ضربات القلب يمكن اكتسابه عند أوقات متفرقة خلال دورة القلب (التصوير بتباين الطور). من مثل هذه البيانات، فإن حجم الضربة وخرج القلب يمكن تقديرهما. فوق ذلك، فإن عدم الكفاءة في الصمام الأورطى يمكن تشخيصها وكذلك عدم الكفاية المقاسة عن طريق تحديد الارتجاع الحجمي نسبة إلى حجم الضربة. هذه الصور الحدية للسرعة توفر معلومات أيضا عن القوى القصية التي تؤثر على حائط الوعاء.

تقنيات تباين الطور ثلاثية الأبعاد تستخدم أساساً لتصوير الأوعية داخل الغرف حيث يمكن الحصول على نتائج ممتازة في الوضع السهمي.

تتابعات تصوير الأوعية بتباين الطور تكون تتابعات صدى انحداري GRE بأزمنة تكرار في المدى من ١٠ حتى ٢٠ ملي ثانية وأزمنة صدى يجب أن تكون أقصر ما يمكن (حوالي ٥ حتى ١٠ ملي ثانية). يمكن جعل التتابعات حساسة لظاهرة التدفق عن طريق انحدار ثنائي القطبية يتم تطبيقه بين نبضات إثارة الراديو RF وقراءة الإشارة (الشكل رقم ٤٢). نبضات انحدار تشفير التدفق تسبب إزاحة طورية في الدم المتدفق والتي تتناسب مع السرعة ولكنها لا تؤثر على الإشارة من المغازل المستقرة (الشكل رقم ٤٣).



الشكل رقم (٤٢). رسم بياني لتتابع تباين الطور في تصوير الأوعية.



الشكل رقم (٤٣أ- د): إعطاء نبضة انحدار ثنائية القطبية وإزاحة الطور الناتجة في المغازل المستقرة (أ، $\Delta\Phi_a$ = ٠)، ومغازل متدفقة ببطء في اتجاه انحدار المجال (ب، $\Delta\Phi_b$>٠)، ومغازل متدفقة بسرعة في اتجاه انحدار المجال (ج، $\Delta\Phi_b < \Delta\Phi_c$)، ومغازل متدفقة بسرعة في الاتجاه العكسي (د، $\Delta\Phi d = -\Delta\Phi_c$). في صورة تباين الطور يمثل التدرج الرمادي للبكسل زاوية الفرق المتوسطة، $\Delta\Phi$، المقاسة في الفوكسل المقابلة.

إن تأثير انحدار تشفير التدفق يكون مهملاً للمغازل التي تستقبل نصفي النبضة ثنائية القطبية عند نفس المكان. هذه المغازل تتعرض لتغيير في تردد لارمور Larmor الخاص بهم كنتيجة لتغيير في شدة المجال المغناطيسي ولذلك تعمل عند معدلات مختلفة. النصف الثاني من النبضة ثنائية القطبية تُعرض المغازل المستقرة لتغيير في المجال المغناطيسي والذي يساوي في المقدار لما حدث بالنصف الأول، في هذا الوقت فقط يحدث عكس للإشارة. بالنسبة للمغازل المستقرة، فإن النبضة ثنائية القطبية ليس لها تأثير تام وزاوية الطور لهم تكون هي نفسها كما لو أن النبضة لم تطبق على الإطلاق.

يكون الموقف مختلفاً بالنسبة للمغازل التي تتحرك خلال المجال عندما يتم بدء الانحدار ثنائي القطبية. نتيجة تغيير أماكنها، فإن هذه المغازل تتعرض لتغير مختلف في المجال عن طريق النصف الثاني من النبضة. هذا التغير في المجال لا يمكن تعويضه بإزاحة الطور الناتج من النصف الأول. كنتيجة لذلك، يكون هناك استدامة لإزاحة الطور المقابلة في المقدار للسرعة التي تتحرك بها المغازل في اتجاه الانحدار. تسمح الإزاحة في طور المغازل بحساب سرعة تدفق الدم اعتمادا على مقدار الانحدار ثنائي القطبية المطبق.

تتحدد إشارة إزاحة الطور عن طريق اتجاه تدفق الدم بالنسبة إلى اتجاه الانحدار. إذا كانت موجبة للشرايين (إزاحة الطور من صفر حتى ١٨٠ درجة)، تظهر الشرايين لامعة على صورة الرنين المغناطيسي MR، وتكون سالبة للأوردة (من صفر حتى - ١٨٠ درجة) وتظهر الأوردة داكنة والعكس صحيح.

حساب سرعات التدفق من زوايا الطور بين - ١٨٠ درجة و+ ١٨٠ درجة يكون بطريقة مباشرة. تنشأ مشاكل عندما تتحرك المغازل بسرعة كبيرة تزيد عندها إزاحة الطور عن ١٨٠ درجة. فمثلاً، إزاحة طور ٢٠٠ درجة سيتم التعرف عليها عن طريق الخوازيزم كما لو كانت إزاحة طور سالبة مقدارها - ١٦٠ درجة. كنتيجة لذلك فإن الدم المتدفق قريباً من جدار الوعاء يمكن أن يظهر لامعاً، بينما الدم الأسرع في المركز يصبح

فجأة داكناً أو العكس . هذه الظاهرة تعرف بغلاف الطور أو التزوير في الطور ويمكن منعها عن طريق الضبط الصحيح لمعاملات تشفير السرعة Velocity ENCoding, VENC . معاملات تشفير السرعة VENC يجب اختيارها لتشمل أعلى سرعة تدفق من المحتمل الحصول عليها في الوعاء الذي نهتم به. إن هذا يتطلب بعض المعرفة بسرعات الدم في الأوعية الدموية المختلفة. سرعات الدم في الشرايين تتغير على مدى كبير بداية من القليل من السنتمترات/ الثانية إلى أعلى من ٢٠٠ سنتمتر/ ثانية في الأورطى النازل. ومع ذلك، فإنه وبشيء من التأني يمكن اختيار قيمة منخفضة لتشفير السرعة VENC لجعل التتابع حساس للتدفق البطيء. إن هذا سيقلل من التقدير السيء لأقطار الأوعية. معامل تشفير السرعة VENC يضبط قوة زوج المنحنى الثنائي القطبية ومن ثم ثابت التناسب الخاص بإزاحة الطور وسرعة التدفق.

الزاوية المطلقة لأي إشارة تصوير رنيني تتأثر بعوامل وتداخلات متعددة. وهذا هو السبب في لماذا تجمع طرق تصوير الأوعية بتباين الطور بيانات ضعف ما هو في طرق تشفير انحدارات التدفق الأخرى. مجموعة البيانات الثانية يتم تجميعها بانحدار صفر أو عكس قطبية الانحدار ثنائي القطبية (مثلاً نبضة +/ - متبوعة بنبضة -/ +). لذلك ممكن تصحيح أي خطأ نظامي في قياس الطور عن طريق الطرح لمجموعتي البيانات. المقابل لذلك هو زمن مسح كلي أطول.

عند أخذ أربع مجموعات من البيانات، واحدة بدون تشفير للتدفق، وثلاثة مجاميع بتطبيق الانحدارات ثنائية القطبية على المحاور x و y و z، فإن الثلاث مركبات الخاصة بمتجه سرعة التدفق يمكن حسابها مع تحسين الخطأ. بهذه الطريقة، يمكن توليد مخططات أوعية باستخدام الرنين المغناطيسي تكافئ أو تشبه الصور المأخوذة بتقنيات تصوير الأوعية الأخرى حيث يظهر الدم المتدفق بصورة لامعة. ومع ذلك، فإن تصوير الأوعية بتباين الطور تكون أكثر تقدماً عن التقنيات الأخرى مثل زمن الطيران TOF لأن إضاءة الدم أو لمعانه تعكس حصرياً سرعة التدفق ولا تتأثر باتجاه التدفق.

كميات محدودة من وسط تباين في حالة تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MRA ستزيد من كثافة الإشارة من الدم ولذلك ستحسن نسبة الإشارة للضوضاء SNR.

إن تجميع بيانات صور الأوعية ثلاثية الأبعاد باستخدام تشفير التدفق في الاتجاهات المساحية الثلاثة من الممكن أن تأخذ وقتاً أكثر. التدفق السريع في الأوعية الكبيرة والدم شبه الراكد في الأوعية المتمددة والتشكل الخاطئ للوعاء الدموي لا يمكن وصفها بحساسية عالية في عملية قياس واحدة. تصوير الأوعية بتباين الطور، مثله مثل التقنيات الأخرى، يميل إلى التقدير القليل لأقطار الأوعية والتقدير الأعلى للتقلص.

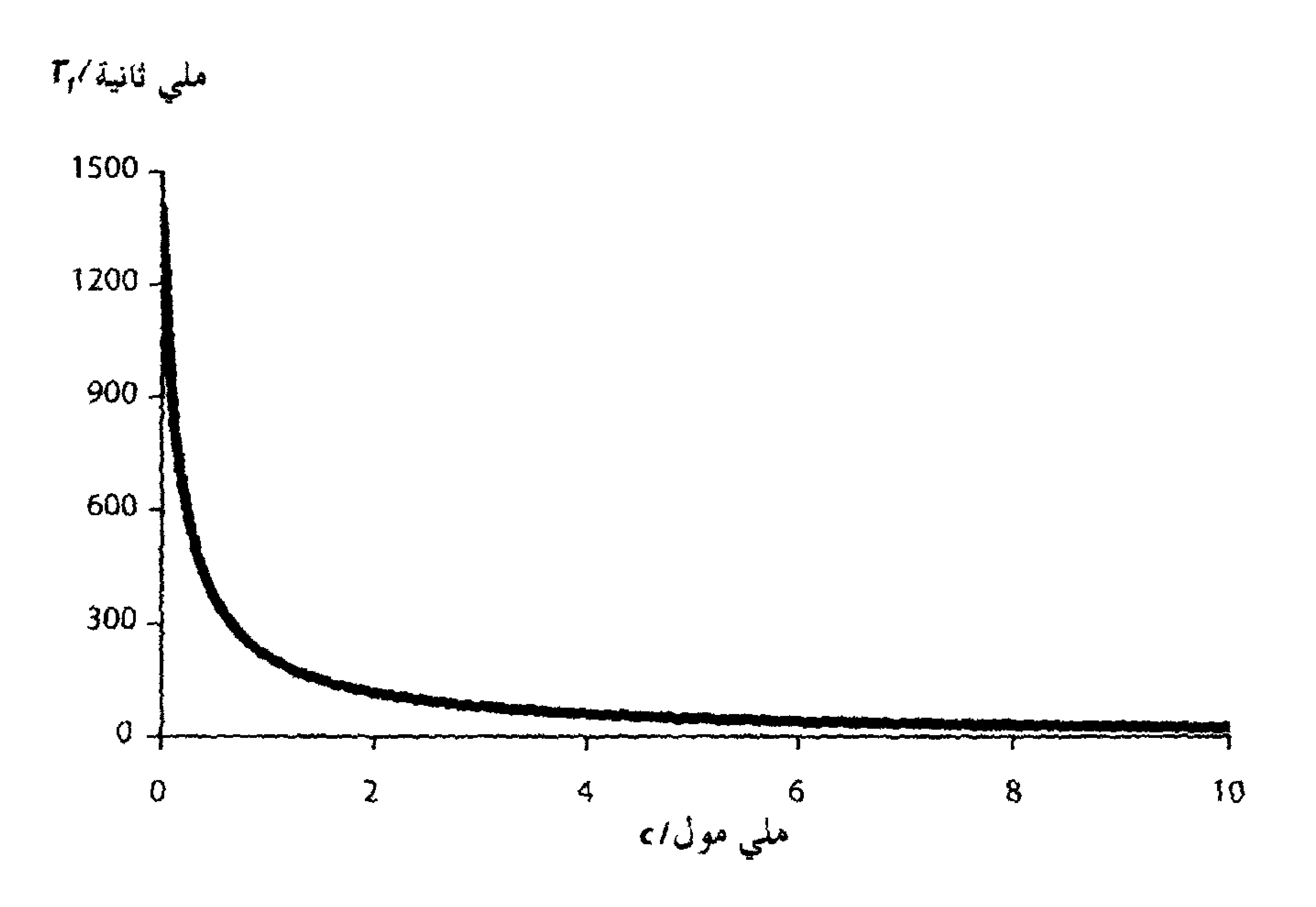
تشتمل مميزات تقنيات تباين الطور على التقدير الكمي والمساحي لسرعات التدفق واتجاهاته والقمع الجيد للإشارة من الأنسجة الثابتة. بالضبط الجيد للمعاملات، فإن تصوير الأوعية بتباين الطور يكون هو الأنسب لإظهار التدفق البطيء أو التدفق من خلال شريحة تصوير. لا توجد تقنية رنين مغناطيسي أخرى تحقق هذا النوع من المعلومات الكمية التي يمكن استنتاجها من التحليل الزمني للسرعة وشكل التدفق الذي يمكن الحصول عليه من تصوير الأوعية بتباين الطور لأطوار مختلفة للدورة القلبية.

التباين المحسن لتصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي

Contrast-enhanced MR angiography

يعطى الدم إشارة لامعة في صور الأوعية بالرنين المغناطيسي ذات التباين المحسن إذا كان زمن استقرارها الطولي تم تقصيره فعلياً عن طريق وسط تباين مناسب (الشكل رقم ٤٤). تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي المحسن ينشط الحصول السريع (في خلال ثواني) على مجموعات البيانات ثلاثية الأبعاد بنسبة إشارة لضوضاء SNR عالية ومقدرة تحليلية في مدى المليمتر، وبذلك تسمح بتصوير مقاطع كبيرة من النظام الدموي في كل

مناطق الجسم. تصوير الأوعية بالتباين المحسن تم تكوينه جيداً لتصوير معظم الأوعية في الجزع والأجزاء المحيطة ويستخدم أيضاً لتقدير الأوعية في الرأس والرقبة بالترابط مع تقنيات أخرى.



شكل رقم (٤٤). تقصير الزمن الأول T1 للماء في الدم عن طريق زيادة تركيز وسط التباين. قيم تقريبية لوسط التباين ذي استقرار مولى ٤١ ملي مول.ثانية وزمن T1 يساوي 1,4 ثانية بدون وسط تباين.

عامة، يتم حقن العامل المساعد للتباين في صور الأوعية بالرنين المغناطيسي في وريد في انحناء المرفق أو الكوع. العامل المساعد في تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MRA يكون عبارة عن مركبات مغناطيسية تعتمد على عنصر الجادولينيوم (الفصل الثاني عشر) والتي تكون مجهزة بجرعات ٠٥ , ٠ حتى ٣ , ٠ ملي مول من الجادولينيوم لكل كيلوجرام من وزن الجسم. في تصوير الشرايين حيث تكون إشارة الشرايين المطلوبة كبيرة وإشارة ضعيفة من الأوردة المطلوبة أيضاً، فإن الصور يجب قراءتها

عند المرور الأول لوسط التباين من خلال الشرايين. التحسين في إشارة الشرايين يقل بسرعة نتيجة زيادة الإشارة التالية في الأوردة والأنسجة المحيطة. فيما عدا المخ، يكون هناك انتشار سريع لمعظم أوساط التباين خلال حوائط الأوعية للسوائل خارج الخلايا. نافذة تصوير تقدر بثواني قليلة تكون متاحة من أول دخول الوسط في الشرايين حتى وصوله إلى الأوردة. وهذا هو السبب في أن التزامن الصحيح وفترة المسح تكون أساسية في تصوير الأوعية الدموية. إن المسح النموذجي لا يأخذ أكثر من ٢٠ ثانية. هذه الأزمنة الصغيرة للمسح تسمح بتصوير الأوعية في المنطقة الصدرية والأمامية أثناء توقف التنفس.

عند استخدام أزمنة مسح قصيرة جداً، يمكن تكرار تصوير أي منطقة في الجسم لتقدير توزيع نموذج وسط التباين بطريقة تحليل الزمن.

اختيار آخر هو لنقل مستوى المسح مع تقدم وسط التباين ليغطي منطقة أكبر من الجسم وذلك بعدة قراءات (وهو ما يسمى بالمطاردة متعددة المحطات). يتم ذلك باستخدام تقنية جدول تغذية آلي. هذه المجاميع من البيانات يتم عمل معالجة مبدئية لها إلكترونياً ويمكن ترابطها لتعطى صورة مركبة واحدة. تحت الظروف المثالية، تسمح هذه التقنية بمسح النظام الشرياني من الرأس للكاحل بعد حقن وسط تباين واحد. الأوساط التباينية المتاحة هذه الأيام يمكن تكرار حقنها في الفحص الواحد.

تصوير الأوعية بالتباين المحسن يتم إجراؤه بتتابعات انحدار الصدى GRE مع أزمنة تكرار TR قصيرة جدا (تقريباً من ١,٧ حتى ٦ ملي ثانية) وزمن صدى TE قصير جداً (أقل من ٢ ملي ثانية). زوايا الانقلاب التي يمكن استخدامها تتراوح تقريباً من ١٥ درجة حتى ٥٠ درجة. التتابعات تشبه لحد كبير هذه التي تم استخدامها لتصوير الأوعية بزمن الطيران TOF ولكن مع تقليل ظاهر في أزمنة الصدى والتكرار. كنتيجة لذلك، سيكون هناك إخماد أكثر كفاءة للإشارة من المغازل الثابتة في حجم المسح. وعلى الجانب

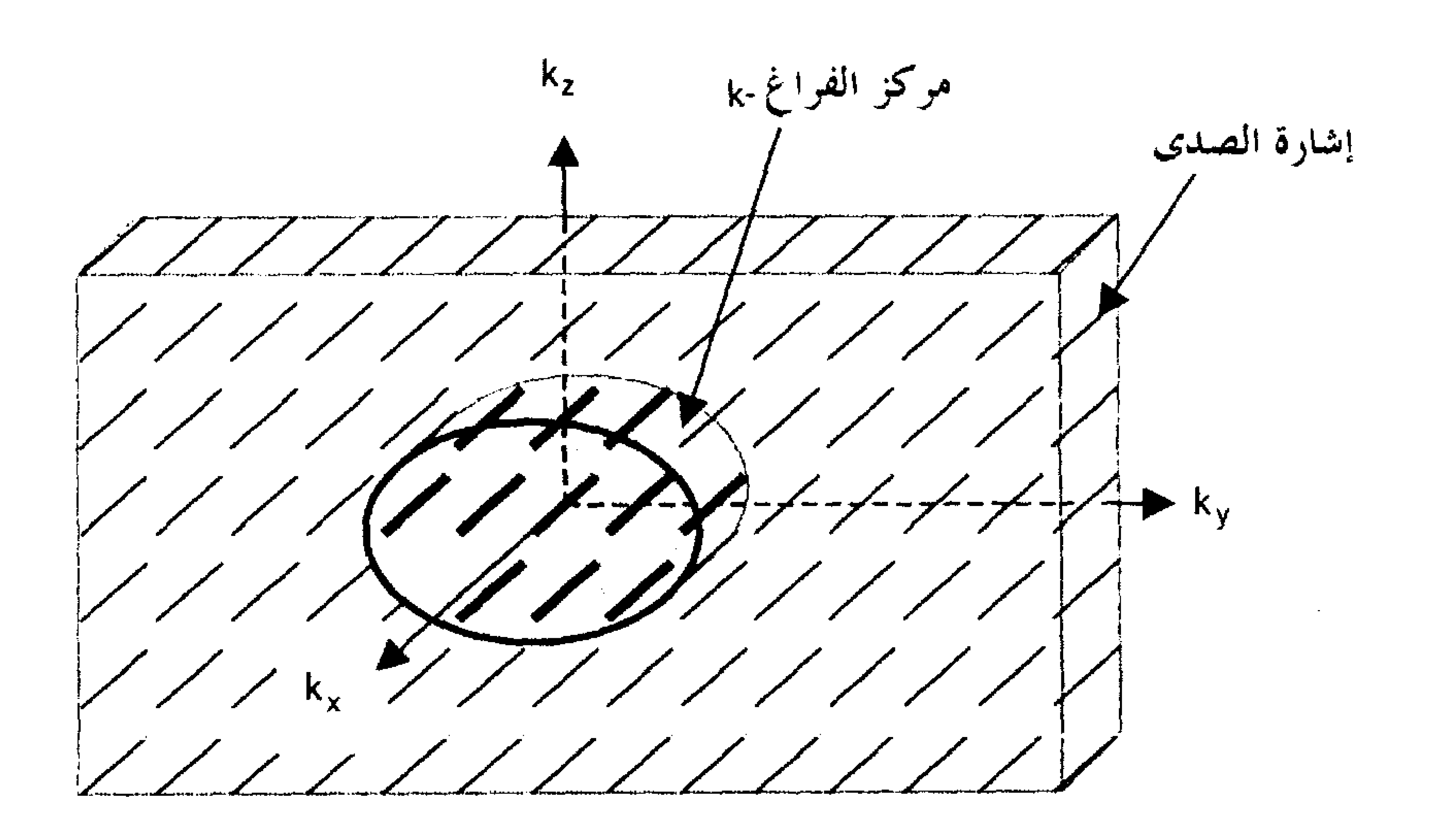
الآخر، فإن مغنطة الدم يتم استعواضها سريعاً عند حضور تركيز مناسب من وسط التباين (في المدى من ٥ ملي مول/ لتر اعتماداً على العامل المساعد المستخدم). بهذه الطريقة، فإن الدم يعطى إشارة قوية ويظهر لامعا بالرغم من نبضات إثارة الراديو RF المتكررة. يمكن تحسين التباين أكثر عن طريق ربط هذه التقنية مع تقنية تشبع الدهون.

زمن المسح يكون عاملاً خطيراً وحاسماً وكل أنواع الحيل يتم تطبيقها لتقصير زمن تجميع الصورة. معظم هذه التقنيات المتاحة تقلل من نسبة الإشارة للضوضاء SNR بذلك. هذه الطرق تضم:

- تقصير الصدى وزمن التكرار من خلال القراءة غير الكاملة للبيانات في اتجاه تشفير التردد (تصوير الصدى الجزئي، المقطع ٣ , ٥).
- تقليل عدد تشفير الطور و/ أو خطوات اختيار الشريحة من خلال القراءة غير الكاملة لتشفير الطور وبيانات اختيار الشريحة (تصوير فورير الجزئي مقطع ٣ , ٥). البيانات التي لم تقرأ إما أن تكمل اعتماداً على الترافق المتماثل للفراغ k وإما أن تستكمل عن طريق تطبيق خواريزم زكي.
- تقليل أقل صدى وأزمنة التكرار من خلال عرض مجال أوسع للمستقبل.
- التصوير المتوازي (الفصل العاشر) باستخدام مصفوفة ملفات استقبال مناسبة تسمح للشخص بتقليل آخر في تشفير الطور و/ أو خطوات اختيار الشريحة لاكتساب صور بمقدرة تحليلية محسنة في نفس وقت المسح.

وفوق ذلك فإن التقنيات الخاصة بتنظيم الفراغ k يمكن استخدامها لاكتساب بيانات شريانية في أثناء التحسين المثالي للتباين. هذه التقنيات تعتمد على حقيقة أن كثافة الإشارة والتباين لأي صورة تتحدد بدرجة كبيرة بالبيانات التي في مركز الفراغ

k (المقطع ٣,٥) (الشكل رقم ٤٥). كل بيانات الفراغ k المركزية يمكن اكتسابها عند بداية المسح عن طريق تطبيق زاوية ضحلة أو سطحية وتدرجات في تشفير الشريحة في البداية. أخذ العينات عند مركز الفراغ k بينما يكون وسط التباين مازال موجوداً في النظام الشرياني يسمح بالحصول على صور بتباين جيد وأقل تداخل وريدي. يتم تطبيق ذلك أيضا بينما يتم ملء خطوط الفراغ k المحيطة بعد وصول كمية معقولة من وسط التباين إلى الأوردة. بهذا النوع من التنظيم المركزي للفراغ k ، يمكن الحصول على أزمنة مسح أطول وجودة محسنة للصورة بدون تأثر التباين الشرياني. التنفيذ العملي لهذه التقنيات متاح تجارياً ويعرف بـ CENTRA أو التنظيم المنحني للفراغ k.



الشكل رقم (٤٥). رسم تخطيطي يبين البيانات الخام للرنين المغناطيسي في الفراغ k لصورة ثلاثية الأبعاد. كل خط قطري يمثل إشارة صدى تم تسجيلها في خلال ١ أو ٢ ملي ثانية. تباين صورة الرنين المغناطيسي الناتجة يتحدد أساساً بالبيانات في مركز الفراغ k.

إنه من الأساسي تجميع الخطوط المركزية للفراغ **k** عندما يكون تركيز وسط التباين في الوعاء الدموي المستهدف أعلى ما يمكن. طرق عديدة متاحة للحصول على التزامن المثالي وهي:

- تقنية اختبار الكتلة الحجمية وهي طريقة يتحدد فيها زمن دوران المريض عن طريق قياس الزمن الذي يحتاجه وسط التباين ليمر من مكان الحقن إلى الوعاء الدموي المستهدف. للوصول لذلك، فإن كمية صغيرة من وسط التباين (١ إلى ٢ ملي مصحوبة بمحلول ملحي) يتم حقنها ويتم تصوير المنطقة المستهدفة تكراراً باستخدام تتابع سريع، مثل تتابع انحدار الصدى GRE ثنائي الأبعاد موزون بالزمن الأول T1 الذي يجدد الصورة مرة في الثانية. الكتلة الحجمية يجب أن تكون كبيرة بما يكفي لتسبب تحسين الإشارة عندما تصل إلى الوعاء المستهدف ولكنها يجب ألا تحسن إشارة الخلفية في البيانات ثلاثية الأبعاد المكتسبة بعد ذلك. اعتماداً على معرفة زمن الدوران الذي يحدد بهذه الطريقة وطريقة تنظيم الفراغ k المستخدمة، فإن تتابع تصوير الأوعية ثلاثية الأبعاد يمكن تنسيقه بطريقة مثالية مع حقن وسط التباين.
- تقنيات القدح الآلي تعتمد على القياس المستمر لإشارة الأوعية الدموية في حجم اختباري قريب. يبدأ التتبع مع حقن الكتلة من وسط التباين، وبعدها يبدأ قدح التتابع ثلاثي الأبعاد آلياً باستخدام تأخير يتم التحكم فيه عن طريق مشغل بمجرد زيادة كثافة الإشارة في منطقة الاهتمام فوق حد تشبع محدد. عند تصوير الشرايين الكلوية، فإن حجم الاختبار يمكن وضعه في الأورطى البطني.
- بطريقة مماثلة، يمكن بدء الاكتساب ثلاثي الأبعاد يدوياً بمجرد أن يلاحظ المشغل وصول وسط التباين في حجم الأهتمام على الصور ثنائية الأبعاد سريعة التجديد. هذه الطريقة يطلق عليها أحيانا القدح الفلوروسكوبى.

تقنيات القدح الآلي أو اليدوي تحقق صوراً بتباين شرياني مثالي عند ربطها مع تقنيات تنظيم الفراغ k التي تأخذ عينات الخطوط المركزية أولاً. ولذلك، فهذه التقنيات تكون عرضة للقدح الخاطئ المبكر أو المتأخر لاكتساب البيانات. وفوق ذلك، تكون هناك حاجة لتعليمات سريعة للمريض إذا كانت هناك حاجة ضرورية للتصوير بوقف التنفس. تزامن الكتلة على الجانب الآخر يكون متوافقاً مع أي طريقة من طرق ملء الفراغ k.

يمكن الوصول أحياناً إلى قمع أفضل لإشارة الخلفية عند اكتساب مجموعة بيانات تصوير الأوعية مرتين بنفس المعاملات قبل وبعد حقن وسط التباين. الصورة غير المحسنة، والتي تسمى القناع، تطرح بعد ذلك من الصورة محسنة التباين. الصور الفرقية الناتجة تركز أو تظهر تغيرات الإشارة التي تحدث بعد إدارة وسط التباين.

أظهرت دراسات عديدة أن تصوير الأوعية بالتباين المحسن لها دقة علاجية عالية بالمقارنة بطرق التصوير العادية أو الأشكال العلاجية المرجعية الأخرى. معظم المشاكل التي تظهر في التطبيقات العلاجية تكون مصاحبة للتزامن الصحيح لعملية اكتساب البيانات بالمقارنة بحقن وسط التباين. ربما تكون المشاكل مجرد مشكلة تقنية في طبيعتها أو أنها نتيجة تغيرات أحادية في أزمنة الدوران وتوزيع وسط التباين. التمدد في الأوعية أو التجويف الخاطئ أو التشكل الخاطئ للشريان أو الوريد قد لا يمكن ملأها بالكامل بوسط التباين عند زمن المسح حتى عندما يكون هناك تحسن معقول في باق النظام الشرياني. عند استخدام محطات عديدة من الكتل المتتبعة فإن الحصول على إشارة من وريد ساطع عند الإسقاط من صور الساق قد يحد من التحقق من شجرة الشرايين. هذه مشكلة تحدث عادة مع مرضى السكر. التدفق العكسي لوسط التباين قد يعوق تشخيص الانسداد في الأوعية. على الرغم من ذلك، وكما في التقنيات الأخرى، فإن تصوير الأوعية بالتباين المحسن عادة يغالي بدلاً من أن يبخس التجويف. مع صور التحليل الزمني (مقطع ٣ , ١ , ١١)، فإن معظم المشاكل المصاحبة لتزامن الكتل المثالي

يمكن التغلب عليها. حقن وسط التباين يكون أقل تداخل، كما أن أوساط التباين في الرنين المغناطيسي تكون مصحوبة بمعدل قليل جداً من الأشياء العكسية أو المضادة وردود فعل الحساسية تكون نادرة (الفصل الثاني عشر).

تضم مميزات تصوير الأوعية في الرنين المغناطيسي بالتباين المحسن ما يلي:

- زمن مسح قصير.
- عرض ثلاثي الأبعاد لأحجام كبيرة في أي وضع.
- نسب إشارة لضوضاء SNR عالية وتباين أوعية جيد.
- عدم التعرض لإشعاعات مؤينة.
- وسط تباين بسماحية عالية.
- أقل تدخل لحقن وسط التباين.
- قوة وتحمل في الاستخدامات الروتينية في العيادات.

(٢ , ١ , ١١) تصوير الدم الأسود Black Blood Imaging

تصوير الرنين المغناطيسي بالدم الأسود للأوعية الدموية هو عبارة عن تقنية تصوير للأوعية يتم فيها قمع لإشارة تدفق الدم بدلاً من تحسينها أو تحفيزها كما هو معروف في تصوير الأوعية كما في تقنيات زمن الطيران TOF. ينتج التأثير الأسود للدم من حقيقة أن الدم في مستوى المسح يتم استبداله بدم متجدد أثناء عملية المسح.

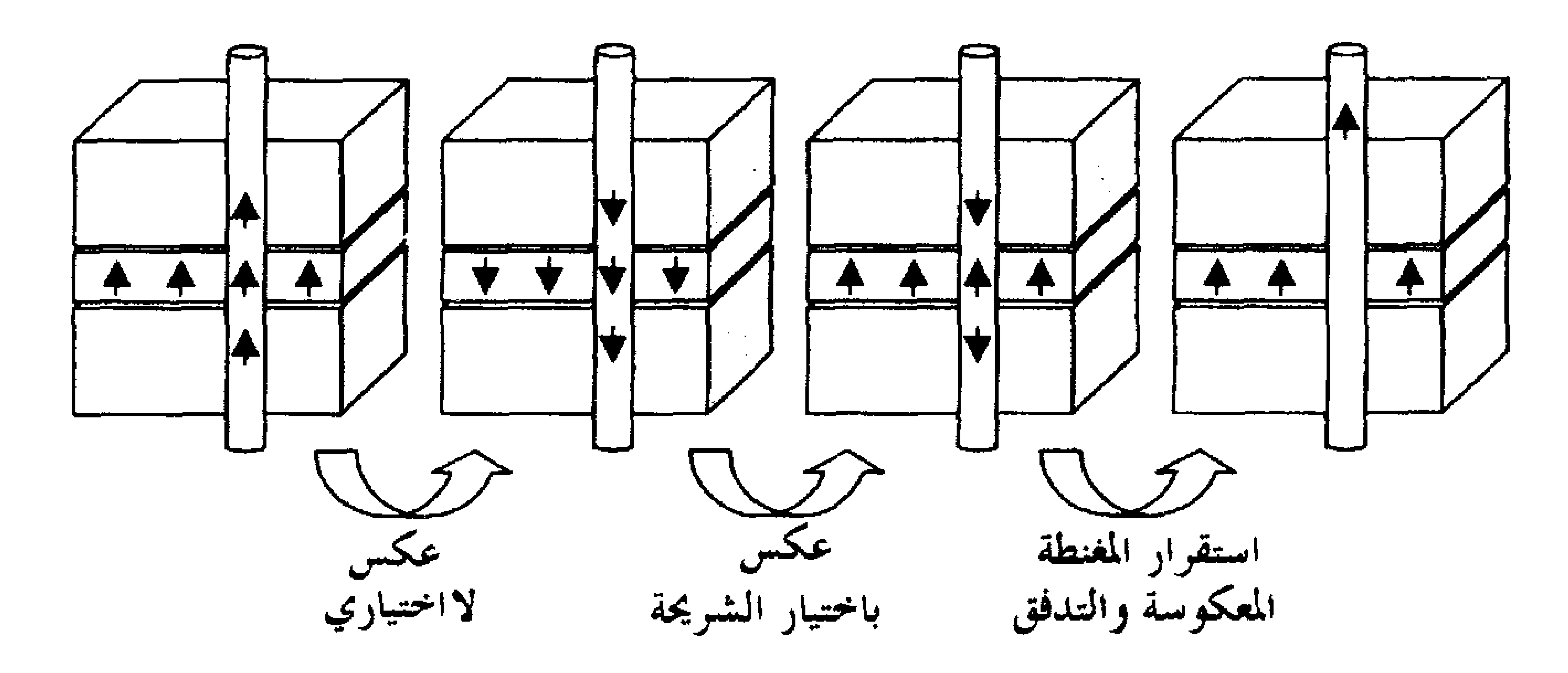
تتابعات تصوير الأوعية بتقنية التصوير الأسود للدم مناسبة جداً لفحص جدار الأوعية والعضلة القلبية. إنها تعطي معلومات عن سمك الجدار، ووجود مناطق ملتهبة في الجدار، ووجود خثرات thrombi في الجدار. مما سبق، نجد أن تقنيات التصوير الأسود للأوعية تستخدم لتصوير الأوعية الكبيرة مثل الأورطى البطني

وغرفات القلب أو الأوعية التي يسهل الوصول إليها مثل الشريان السباتي. مع ذلك، فإن التصوير الأسود للأوعية الدموية يظهر بوضوح الأوعية التاجية.

التأثيرات المختلفة للدم المتجدد المتدفق في مستوى المسح ترجع أساساً لحقيقة أن التصوير بزمن الطيران يتم تنفيذه بتتابعات صدى انحداري GRE بينما تتابعات الصدى المغزلي SE تستخدم مع تصوير الأوعية الأسود. الدم الذي يتم دوران مغنطته إلى المستوى العمودي عن طريق نبضة إثارة ٩٠ درجة في تتابع الصدى المغزلي SE وبعد ذلك يترك الشريحة قبل إعطاء نبضة التركيز ١٨٠ درجة لا يشع إشارة (المقطع ٢ , ٧) حيث إن النبضتين يتم فصلهما بنصف زمن الصدى. بنفس الطريقة، لا يكون هناك إشارة من الدم الذي مازال خارج الشريحة عند إعطاء النبضة RF ٩٠ درجة والذي يتدفق بعد ذلك إلى الشريحة بين الإثارة والقراءة.

يمكن عمل قمع أكثر لإشارة الدم عن طريق العكس المزدوج للمغنطة الطولية قبل أخذ عينات البيانات ببعض المئات من الملي ثانية (استعادة العكس المزدوج، الشكل رقم ٤٦). في هذه الطريقة، يتم تطبيق نبضة ١٨٠ درجة غير اختيارية، يعقبها نبضة ١٨٠ درجة لاختيار الشريحة وذلك للدوران الاختياري للمغنطة خارج مستوى المسح فقط إلى الاتجاه z السالب. تستقر المغنطة وتمر خلال الصفر قبل أن تنمو مرة أخرى في الاتجاه z الموجب. ثلاثة شروط يجب تحقيقها للقمع الجيد لإشارة الدم عن طريق استعادة العكس المزدوج:

- يجب أن يكون الدم خارج مستوى المسح في أثناء نبضتي العكس لكي يتم عكس المغنطة الخاصة به.
- يجب أن يتدفق الدم في مستوى المسح بين العكس المزدوج وجمع الإشارة.
- مركز الفراغ k يجب تجميعه عندما يمر الدم المستقر المغنط ماراً خلال الصفر. الفترة الزمنية بين العكس المزدوج وبدء تجميع البيانات يتم حسابها آلياً عن طريق برمجيات الماسح.



الشكل رقم (٤٦). رسم تخطيطي لتصوير الأوعية بالدم الأسود مع الاستعادة عن طريق العكس المزدوج. الأسهم السوداء تمثل المغنطة الطولية في وحدة الحجم المقابلة أو الفوكسل.

استعادة العكس المزدوج يمكن ربطها بنبضة عكس إضافية للدوران الاختياري للمغنطة الطولية للدهون إلى الاتجاه z السالب قبل المسح. لهذا سيحدث قمع إضافي للإشارة من الدهون كما في تتابعات STIR (المقطع ٥ , ٧).

في وضع العيادات الروتيني، يتاح فقط التصوير ثنائي الأبعاد للأوعية بالدم الأسود. الإشارة من الدم المتدفق ببطء كما في هياكل الترابيكيولر trabecular قرب جدار غرف القلب من الممكن أن يكون من الصعب قمعها. استخدام تتابعات الصدى المغزلي SE يجعل هذه الطريقة أبطأ إلى حد ما عن الطرق المعتمدة على تتابعات صدى الانحدار GRE. تصوير الأوعية بالدم الأسود هي تقنية تصوير للأوعية بالمعنى الحقيقي للكلمة حيث أنها أساسا تعرض جدران الأوعية بدلا من الدم. الدقة التشخيصية لتصوير الأوعية بالدم الأسود لا تتأثر سلبيا بالتدفق الدوراني للدم وهذه الطريقة لها معدل أقل للنتائج الخطأ- السلبية عند تقييم أمراض التصلب الوعائية atherosclerotic lesions خاصة المرضى في المراحل المبكرة من المرض وقبل حدوث ضيق ظاهر في الوعاء.

(٣, ١ , ١١) تصوير الرنين المغناطيسي للأوعية بالتحليل الزمني

Time Resolving MR Angiography

تستخدم عبارة تصوير الرنين المغناطيسي للأوعية الدموية بالتحليل الزمني للإشارة إلى الدراسة الديناميكية لتوزيع العامل المساعد للتباين في الجهاز الدوري. تقنياً، يتم ذلك عن طريق تصوير منطقة من الأوعية بسرعة وتكرارية بعد وضع جرعة واحدة من وسط التباين. الصور المنفردة للأوعية المأخوذة بهذه الطريقة تمثل مراحل مختلفة من التقدم في توزيع وسط التباين.

مثالياً، تصوير الرنين المغناطيسي بالتحليل الزمني يعرض المراحل المبكرة من تدفق وسط التباين، عندما يكون كل وسط التباين مازال محصورا في الشرايين، والأطوار اللاحقة للأوعية عند وجود وسط التباين في كل من الشرايين والأوردة. تصوير الأوعية بالتحليل الزمني يمكن أيضا أن يشمل تقييم الحقن المتواصل للأعضاء، كما رأينا بالنسبة للكليتين.

عند التجديد السريع لصور الأوعية بالتحليل الزمني، فإن الأوردة والشرايين يمكن التمييز بينها بسهولة حتى في أحوال التزامن الأقل مثالية لاكتساب البيانات. وفوق ذلك، فإن هذه الطريقة تعرض التجويف الخطأ في التشريح أو التحليل وتسهل تحديد التراجع في التدفق الداخل لوسط التباين.

في النهاية، فإن معلومات التحليل الزمني تنشط التقييم التفصيلي للجهاز الدوري الذي به خطأ شكلي في الأوردة أو الشرايين أو ورم.

إن الاحتياج لزمن المسح يكون عاليا في حالة تصوير الأوعية بالتحليل الزمني، مقارنة بتقنيات تصوير الأوعية بتحسين التباين. إن تقليل زمن المسح يكون مطلبا أساسياً ولكنه يكون عادة على حساب المقدرة التحليلية على مساحة الصورة. الطرق المتاحة لتقصير زمن المسح تكون خاصة بالتصوير الديناميكي من الطرق شائعة

الاستخدام وهي إعادة تشكيل مجموعات البيانات التي لا تجدد لها محيطات الفراغ k (تصوير التحليل الزمني للتباين الحركي، تصوير ثقب المفتاح TRICKS, time resolved imaging of contrast kinetics, keyhole imaging). في هذه الطريقة، فإن بيانات الفراغ k للمحيط من قياسات سابقة يتم ربطها مع بيانات الفراغ k المركزية والتي يتم تجديدها بصورة دورية. في الصور الناتجة، فإن البيانات من مركز الفراغ k تعكس آخر تغيير في كثافات الإشارة. الفراغ k ثلاثي الأبعاد المستخدم في هذه التقنية يتم تقسيمه إلى مساحات مختلفة حيث يتم تجديد معلومات الصورة في فترات زمنية مختلفة. يتم تجديد البيانات باستمرار، كلما كانت المساحة أقرب لمركز الفراغ k. عند ربط هذه التقنية لملء للفراغ k مع طرق تقليل زمن المسح التي شرحت سابقاً، فإنه يمكن كسب مجموعات بيانات ثلاثية الأبعاد في ثانية واحدة حتى ٦ ثوان، اعتماداً على الحجم الذي يتم تصويره والتحليلية المطلوبة.

إذا كانت هناك رغبة في اكتساب أسرع للصور، فإنه يمكن تنفيذ ذلك بتشفير الطور في اتجاه اختيار الشريحة. بهذه الطريقة، يمكن الحصول على صور ثنائية الأبعاد تمثل مساقط كثافات الإشارة خلال حجم المسح، مثل طرق التصوير بأشعة x العادية. اعتماداً على الموقف، يمكن تجديد الصور مرات عديدة في الثانية مع الاحتفاظ بتحليلية مساحية عالية.

(٢ , ١١) التصوير الموزون بالرش Perfusion Weight Imaging, PWI

تقنيات تصوير الرنين المغناطيسي التي تظهر تدفق الدم خلال الشعيرات الدموية لعضو من الأعضاء أو نسيج بكثافات مختلفة للإشارة تعرف بأنها تصوير موزون بالرش (perfusion weight imaging (PWI. التصوير الموزون بالرش يعطى معلومات مباشرة عن رش الأنسجة ، بصرف النظر عمّا إذا كان الدم مغذي من وعاء دموي رئيسي أو فرعي. التصوير بالرش يستخدم أساسا لتقييم تدفق الدم في المخ، وعضلة

القلب والرئتين، والكليتين. يقاس تدفق الدم داخليا عن طريق ملاحظة التغيرات في الإشارة التي تحدث نتيجة اقتفاء أثر مادة تدخل النسيج المستهدف. يمكن التفريق بين مواد الأثر الخارجية أو الداخلية.

من أمثلة مواد الأثر الخارجية هو الجادولينيوم gadolinium المستخدم في تحسين التباين في تصوير الأوعية. هذه المواد لها تأثير قوي على إشارة الأنسجة عندما تتدفق في العضو المستهدف بحيث تظهر فروق موضعية في الرش مباشرة عندما تظهر الصورة (تصوير المرور الأول).

الدم نفسه يمكن استخدامه كمادة أثر داخلية. لعمل ذلك، فإن المغنطة الطولية للدم في أي شريان مغذى يتم تشبيعها أو عكسها (تعليم أو توسيم مغازل الشريان arterial spin labeling, ASL). عندما يصل الدم المعلم إلى المنطقة المستهدفة قبل حدوث الاسترخاء التام في المغنطة، فإنه يحدث نقص في الإشارة. لأن النقص في الإشارة الحادث عن طريق تدفق الدم الداخل يكون عادة صغيرا جدا للرؤية المباشرة، فإن التباين يمكن زيادته أو تأكيده عن طريق طرح الصور باستخدام مجموعتين من بيانات الصور التي تم الحصول عليها مع وبدون التشبع الأولى للدم المتدفق الداخل.

إن إمرار عامل مساعد للتباين المغناطيسي خلال الأنسجة يحدث تقصيراً لحظياً لزمن الاسترخاء، والذي يمكن رؤيته كزيادة في الإشارة في الصور الموزونة بالزمن الأول T1 ونقص في الزمن الثاني T2 أو الصور الموزونة بالزمن الثاني T2. يستغل كل من التأثيرين بكثرة في التصوير بالرنين المغناطيسي.

التصوير المعتمد على رش وسط التباين للقلب، والرئتين، والكليتين يتم تنفيذه باستخدام تتابعات انحدار الصدى GRE موزونة بالزمن الأول T1. بالنسبة للتصوير بالرش للقلب، فإن التتابع يجب أن يتزامن مع الدورة القلبية ويعطي صورة واحدة على الأقل كل ضربة قلب تالية من مرحلة الدورة القلبية. التتابعات التي تعطى أكثر من صدى واحد لكل إثارة (التصوير المستوى ذو الصدى متعدد الإطلاق المقطع ٥ ,٨)

تكون مفضلة نتيجة قصر زمن المسح لها. التصوير بالرش للرئتين والكليتين يتم تنفيذه عادة باستخدام تتابعات انحدار الصدى GRE ثلاثية الأبعاد موزونة بالزمن الأول T1. تقييم وصول وسط التباين إلى المنطقة المستهدفة يمكن تكملته عن طريق ملاحظة معدل تدفق التباين الخارج من النسيج. طبيعي أن تنتج هذه الخطوة الإضافية في أزمنة المسح الطويلة.

يستخدم التصوير بالرش عامة مع التتابعات ذات الصدى المستوى الموزونة بالزمن الثاني T2 ثنائية أو ثلاثية الأبعاد التي تعرض مرور وسط التباين كنقص لحظي في شدة الإشارة (تصوير الرنين المغناطيسي بتحسين التباين والقابلية الديناميكية). بهذه التتابعات، فإن معظم المخ يمكن تصويره مع اكتساب صورة جديدة تقريبا كل ثانية.

مثالياً، يمكن تحديد تدفق الدم المطلق لكل وحدة زمن لكل فوكسل في المنطقة المستخدمة، مثلاً، بالمليمتر لكل ثانية والجرام من النسيج. بهذه الطريقة، يمكن تحديد مساحات صغيرة بمعدلات تدفق منخفضة بالنسبة لما يحيط بها وعلى ذلك يتم تشخيص الرش المخفض في عموم العضو. لسوء الحظ، فإن التكميم المطلق لتدفق الدم يكون صعبا بكل من الأثر الخارجي والداخلي على الرغم من أن العديد من الدراسات المنشورة أظهرت قيما مطلقة. العديد من العوامل يجب أن تؤخذ في الاعتبار مع كل من التقنيتين والمراجعة لأشهر المؤلفات تظهر أنه مازال هناك عدم توافق على ما هي أنسب طريقة، على الأقل بالنسبة للطرق المعتمدة على وسط التباين.

مع هذه المشاكل في التكميم المطلق لتدفق الدم، فإنه تم افتراض عوامل مختلفة لتمييز تغيرات الإشارة وصفياً. العديد من هذه العوامل تم إيضاح أنه يمكن إعادة إنتاجها عندما تتكرر عملية القياس. عوامل الرش المحددة عن طريق تحسين التباين الديناميكي لصور الرنين المغناطيسي تشتمل على الزمن لقمة إشارة التحسين، مقاسة من لحظة رؤية أول تغيير، أو تغير الإشارة على الزمن (ميل التحسين). على الرغم من أن هذه العوامل تسمح بتحليل كمي ولا تعتمد بدرجة كبيرة على الفاحص، فإنها

محدودة لأن النتائج تتغير مع تتابع النبضات المستخدمة ومع معاملات المسح الأخرى كذلك. وعلى ذلك، فإن هذه العوامل يجب معايرتها بعد كل تغيير في وضع التجربة ومن الصعب مقارنة النتائج بين مراكز الدراسة المختلفة.

مقارنة بالأنماط الأخرى المختلفة، فإن تقنيات التصوير بالرنين المغناطيسي بالرش، تتمتع بميزة عدم التدخل أو أقل تدخل في تدفق الدم في أي نسيج مع الاحتفاظ بتحليلية مساحة جيدة. التصوير بالرنين المغناطيسي لا يشمل التعرض لأي إشعاعات مع كونه سريعاً نسبياً. لذلك يمكن تكرار فحص المرضى، مثلاً، لملاحظة علاج معين أو متابعة عملية. وفوق ذلك، قياسات الرش يمكن تنفيذها بالتوازي مع قياسات الرنين المغناطيسي الأخرى في نفس الوقت. أشكال البيانات الأخرى يمكن أن تحقق أو توفر معلومات تشريحية أخرى أو تساعد في تمييز المناطق الخطرة ذات الرش الأقل من الأنسجة المقرحة أو ذات القرح أو المساحات ذات السدادات الحادة.

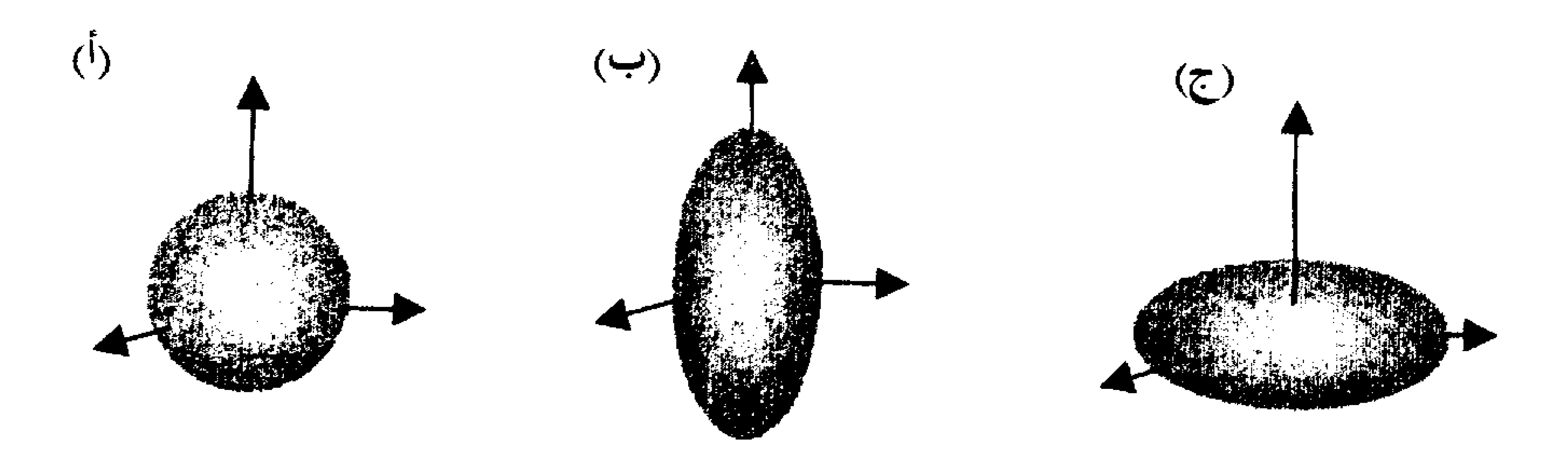
(٣, ١١) التصوير الموزون بالانتشار Diffusion Weighted Imaging

التصوير الموزون بالانتشار Diffusion Weighted Imaging, DWI يبين تغيرات شدة الإشارة الناتجة من حركة جزيئات الماء عن طريق الانتشار. بالتحديد، فإن إشارة أي نسيج حيوي أو سوائل الجسم تحدد بالمسافة المتوسطة التي يتحركها جزيء الهيدروجين لكل وحدة زمن أثناء الحركة الانتقالية الميكروسكوبية العشوائية. الفقد في الإشارة الناتج عن الحركة الجزيئية الانتقالية في صور الرنين المغناطيسي يزداد مع زيادة السرعة التي تتحرك بها الجزيئات خلال تدرج المجال المغناطيسي. اتجاه ومقدار وزن الانتشار يمكن التحكم فيه عن طريق المشغل وذلك عن طريق تغيير اتجاه وشدة انحدار المجال المغناطيسي المطبق.

يمكن وصف حركة جزيئات الماء كمياً عن طريق ثابت الانتشار وفي العادة تتغير مع اتجاه الانتشار.

يحدث الانتشار الأيزوتروبى (موحد الخواص) عندما تكون المسافة المقطوعة بجزيئات الماء هي نفسها في كل الاتجاهات (الشكل رقم ٤٧). في أي وسط أيزوتروبى يكون تأثير حركة الجزيئات على صورة الرنين المغناطيسي الناتجة غير معتمد على اتجاه انحدار المجال. في الجسم البشرى، يحدث الانتشار الأيزوتروبى في سوائل الجسم التي بها جزيئات ماء حرة الحركة تقريبا مثل سائل الوعاء الدماغي وفي البطينين أو سوائل البنكرياس. ثوابت الانتشار لهذه الأنسجة تكون عالية ومتساوية في جميع الاتجاهات. ينتج عن هذا اضمحلال قوي لإشارة الصور الموزونة بالانتشار.

في الأوساط التي تتعدد صفاتها عند المستوى الميكروسكوبي، يكون انتشار جزيئات الماء معتمداً على الاتجاه وتسمى هذه الظاهرة بتباين الخواص. في المخ، مثلاً، تنتشر جزيئات الماء في اتجاه المحاور العصبية المغطاة جيداً بالميلين myelin أسرع منها في الاتجاه العمودي على هذه المحاور. ثابت الانتشار يكون أعلى في اتجاه المحور الطولي للمحور العصبي عنه في المستوى العمودي على هذا المحور. يكون الفقد الحادث في الإشارة نتيجة الانتشار أقل عندما يكون تدرج الانتشار مطبقاً في اتجاه عمودي على جسم الشعيرة وأكبر عندما يطبق في اتجاه المحور.

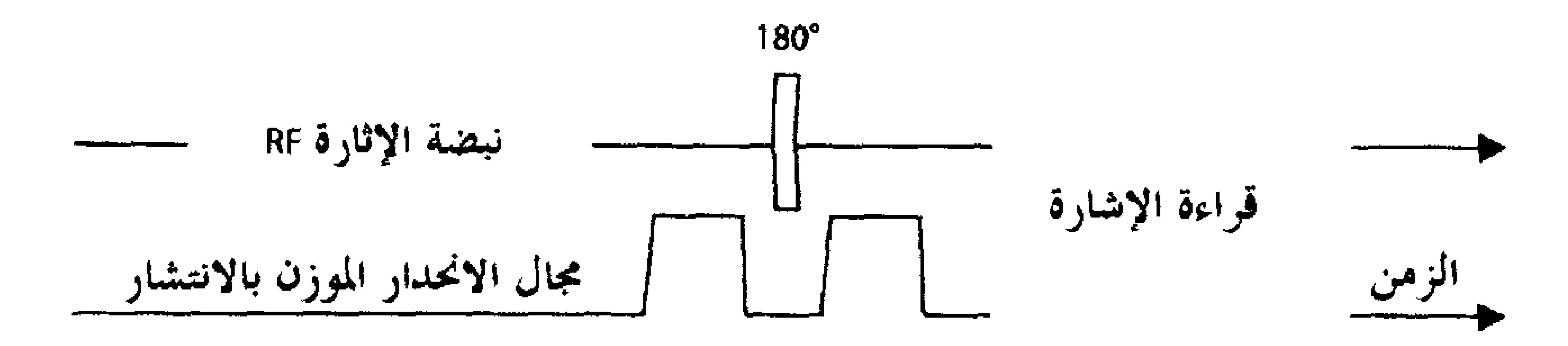


الشكل رقم (٤٧). منحنى اتجاه الانتشار (أ) الأيزوتروبى (ب) الأنبوبي (ج) وسط طبقات

تظهر عيوب في الصور الموزونة بالانتشار بسبب الجلطة في خلال أول ٦ ساعات من ظهور الأعراض قبل أن يظهرها التصوير بالرنين المغناطيسي العادي مثل الصور الموزونة بالزمن الثاني T2. في المراحل الحادة، يكون الفقد في الإشارة الناتج عن الانتشار أقل ظهوراً في المساحات المتأثرة وتظهر هذه المساحات أكثر إضاءة بالمقارنة بمناطق المخ غير متأثرة. هذا التباين الموجب يفقد بالتدريج في خلال بعض الأيام وفي النهاية يصبح سالباً كنتيجة للحركة الكبيرة لجزيئات الماء.

يتم الحصول على الصور الموزونة بالانتشار باستخدام تقنيات الصدى المستوي للتصوير. يتم إعطاء زوج من نبضات الانحدار بين نبضة الإثارة وتجميع الإشارة لجعل التتابع حساسا للانتشار (الشكل رقم ٤٨). يختلف زوج النبضات هذه المرة عن الذي استخدم في تصوير الأوعية بتباين الطور في أن كلاً من النصفين لهما نفس القطبية. ومع ذلك، فإن التأثير يكون مشابهاً جداً نتيجة النبضة RF ١٨٠ درجة والتي يتم إعطاؤها بين نصفي النبضة. يتم نقل التغير في القطبية فقط لهذه المغازل التي تتحرك خلال تدرج المجال في أثناء تطبيق النبضات. كنتيجة لذلك، فإن المغازل التي في وحدة الحجم أو الفوكسل والتي تعرضت لإزاحات طوريه مختلفة لم تعد متزامنة أو متوافقة ولذلك فإنها تنتج إشارة رنين مغناطيسي ضعيفة. يعتمد اضمحلال الإشارة على قوة وزمن بقاء نبضات التدرج، والفترة بينها، وثابت الانتشار خلال اتجاه تدرج المجال.

إن كمية الانتشار الحادثة بناء على زوج من نبضات الانحدار مع نبضة عكس أو انقلاب بينهما تسمى بالقيمة- b أو b-value. هذا المعامل يحدد الفقد في الإشارة المتوقع من تتابع نبضات معين مع ثابت انتشار معين.



الشكل رقم (٤٨). رسم تخطيطي للتتابع الموزون بالانتشار.

في الأنسجة البيولوجية يمكن قياس ثوابت الانتشار عن طريق المسح المتكرر مع قيم مختلفة للقيمة-b مع ثبات جميع معاملات التصوير الأخرى، وبالذات عدم تغيير اتجاه الانحدار. يتم التعبير عن ثوابت الانتشار المقاسة بمعاملات الانتشار الظاهرية apparent diffusion coefficient (ADC)، والتي تكون مميزة من ثابت للانتشار غير المعاق في الماء.

الصور التي تمثل قيم مستوى الرمادية فيها القيمة المتوسطة لمعاملات الانتشار الظاهرية ADCs للفوكسل المقابلة تسمى خرائط معاملات الانتشار الظاهرية ADC. أي مساحة بها انسداد حاد والتي تكون في الصور الموزونة بالانتشار (حركة قليلة لجزيئات الماء) ستظهر داكنة في خرائط معاملات الانتشار الظاهرية ADC المقابلة (ثابت انتشار أصغر).

ثوابت الانتشار للاتجاهات المختلفة يمكن قياسها عن طريق تغيير اتجاه مجال الانحدار. مثل هذه القياسات توفر معلومات تفصيلية عن الشكل الهندسي المحلي للهيكل الميكروسكوبي الذي يعوق انتشار الماء. اعتماداً على قياسات ثوابت الانتشار في ستة اتجاهات مختارة، فإن الشكل الهندسي الكلي يمكن حسابه عن طريق الاستخدام الشكلي لمتجهات الأبعاد الثلاثية. هذه الطريقة من التصوير بالانتشار تعرف على أنها تصوير متجه الانتشار diffusion tensor imaging (DTI). توفر هذه الطريقة قيمة تقريبية لمتوسط انتشار جزيئات الماء في كل الاتجاهات في منحنى قد يختلف طول محاوره الأساسية الثلاثة في الطول عندما يكون هناك انتشارٌ غير أيزوتروبى (الشكل رقم ٤٧). يمكن الحصول على نموذج هندسي أكثر دقة للهياكل التي تعوق الانتشار في أي فوكسل أو وحدة حجم عند قياس ثوابت انتشار إضافية في الاتجاهات الأخرى.

التصوير بمتجه الانتشار يستخدم أساساً فيما يسمى تتبع الشعيرات fiber tracking (التصوير بالتتبع tractography) في مادة المخ البيضاء. تستخدم المعلومات المجمعة باستخدام تصوير متجه الانتشار DTI في تشكيل المجرى المساحي للشعيرة على مساحات أطول من الاتجاه النسبي وحجم منحنى الانتشار في الفوكسلات المتجاورة.

تكون الصور الموزونة بالانتشار حساسة جداً لكل أنواع الحركة. يشمل ذلك الدوران أو ارتعاش الرأس في التصوير المخي أو الحركة التنفسية في تصوير الجزع. إن هذا يبين أهمية قصر أزمنة المسح. الفتح السريع لنبضات الانحدار السريعة يتطلب ماسحاً رنيناً مغناطيسياً قوى. عند جعل تتابع حساساً للانتشار في اتجاه معين فقط، فإن المساحات العادية يمكن أن تظهر تبايناً موجباً خاطئاً إذا كان الاتجاه الغالب لمسار الشعيرة عموديا على اتجاه الانتشار الذي تم اختياره مبدئياً. لذلك، يجب على متخصص قراءة الأشعة أن يأخذ في اعتباره معلومات عن الانتشار في ثلاثة اتجاهات متعامدة، والتي يمكن الحصول عليها باستخدام مسحة واحدة.

إن زوج الانحدارات التي يتم تطبيقها لجعل التتابع حساساً لعملية الانتشار تضعف الإشارة فقط بالمقارنة بالصور التي يتم الحصول عليها بدون انحدار. الهياكل التي لها إشارة قوية مثل الـ CSF بالمقارنة بالصور غير الموزونة بالانتشار يمكن أن تظهر لامعة على الصور التي لها وزن انتشاري يتراوح من خفيف إلى معتدل عندما يكون ثابت الانتشار لها عالياً. إن هذا التأثير يسمى باللمعان الخلالي للزمن الثاني T2 ومن الممكن أن يكون من الصعب التفريق بينه وبين إعاقة الانتشار. وتكون قوة الإشارات محددة أساساً بالانتشار في الصور الموزونة بالانتشار بقوة فقط.

يعتبر التصوير الموزون بالانتشار مساحة للبحث المكثف لأنه يوفر معلومات وحيدة لا يمكن الحصول عليها من الطرق الأخرى أو فقط إلى امتداد محدود جداً.

(٤ , ١١) تأثير التباين المعتمد على مستوى أوكسيجين الدم BOLD في التصوير الوظيفي للمخ The BOLD Effect in Functional Cerebral Imaging

تصوير الرنين المغناطيسي الوظيفي FMRI للمخ يهدف لتحديد مساحات مخية تستجيب لتأثيرات خارجية محددة عن طريق تغيير في الإشارة (خرائط المخ). يتم الحصول على الصور الوظيفية باستخدام تقنيات الوزن بالزمن الثاني T2. إن الطرق

الكلاسيكية المستخدمة لإحداث استجابات عصبية تكون بصرية (مثل النظر إلى نماذج متغيرة) أو تأثيرات عصبية (مثل تتابع محدد من حركات الأصابع). وهنالك برتوكولات عديدة للتأثيرات العصبية وقراءة هذه التغيرات على صور الرنين المغناطيسي الوظيفي.

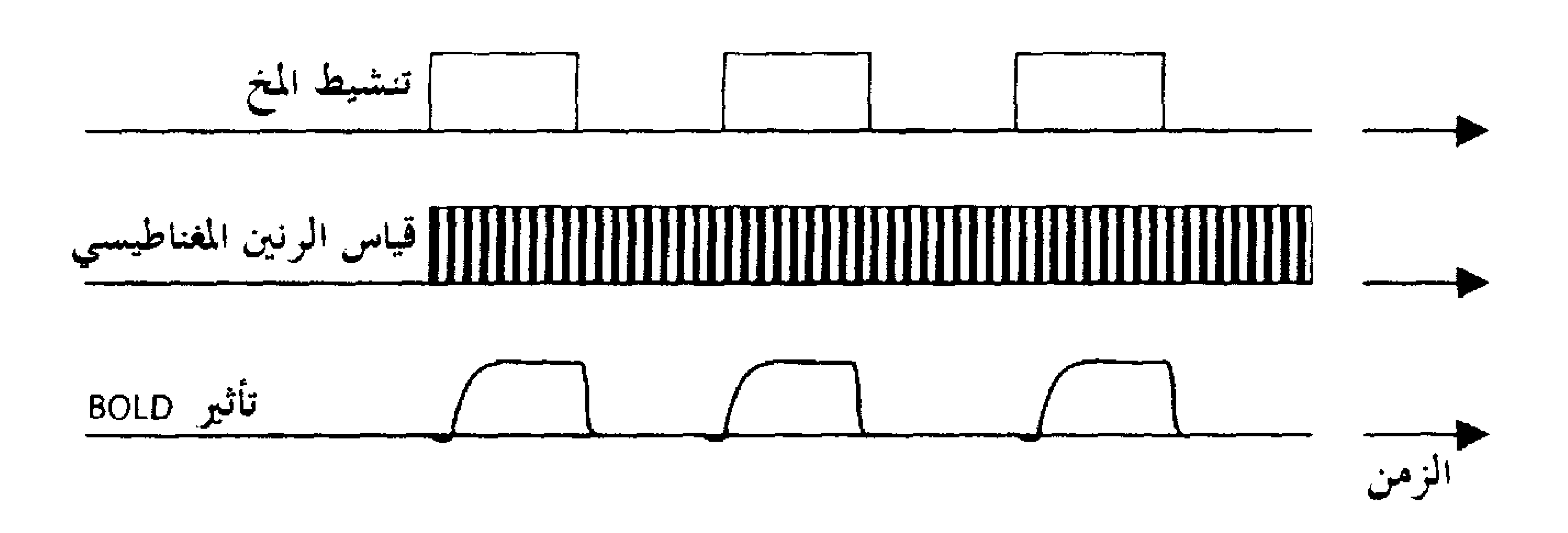
ويعتمد تصوير الرنين المغناطيسي الوظيفي على افتراض أن التأثير العصبي يزيد احتياجات الأوكسيجين في مساحة معينة من المخ والتي تنشط بهذا التأثير. لتحقيق هذا الطلب الزائد، فإن الدم يتدفق في الشعيرات الدموية وحجم الدم في المنطقة النشطة يزداد عن طريق توسيع الأوعية الدموية. بناء على ذلك، فإنه من المفترض أن يتم إمداد الأوكسيجين الزائد للمنطقة النشطة لأن الدم المتدفق الزائد يزيد الاحتياج للتحول الغذائي في هذه المنطقة بعد فترة. النسبة العالية من جزيئات الهيموجلوبين المرتبطة بالأوكسيجين تطيل الزمن T2* للماء المحيط، والتي يمكن ملاحظتها كزيادة في الإشارة في الصور الموزونة بالزمن T2*. هذه الآلية من التباين تعرف بالتباين المعتمد على مستوى أوكسيجين الدم blood oxygen level dependent (BOLD) contrast.

يعتمد معدل استقرار الزمن T2* للدم على ما إذا كان الهيموجلوبين مرتبطاً بالأوكسيجين أم لا. إن الهيموجلوبين غير المرتبط بالأوكسيجين يكون قابلاً للمغنطة نتيجة عدم تزاوج الإلكترونات ويقلل الزمن T2* في الماء المحيط. على العكس، فإن الهيموجلوبين المرتبط بالأوكسيجين يكون ضعيف المغنطة لأن جميع الإلكترونات تكون في صورة أزواج ويكون تأثيره مهملاً على أزمنة الاستقرار في الماء المحيط. وهذا يوضح كيف أن التشبع الزائد للأوكسيجين يطيل الزمن T2* في ماء الدم.

بينما يعتمد التصوير البولد BOLD على محتوى الأوكسيجين في الدم، فإن هناك تقنيات تصوير رنين مغناطيسي وظيفي تستفيد من ميزة التدفق العالي للدم أو زيادة حجم الدم في إظهار النشاط المخي.

يتم تنفيذ التصوير البولد BOLD باستخدام تتابعات انحدار الصدى وتصوير الصدى المستوي GRE EPI موزونة بالزمن T2* (المقطع ٨,٥) والتي تسمح بمسح

المخ بالكامل في ثواني قليلة. لالتقاط التغيرات الضعيفة في الإشارة الناتجة من التنشيط، فإن كل الشرائح يتم تكرار تصويرها. يستمر التصوير لبعض الوقت مع التبديل بين دورات تشغيل وتوقيف (نموذج تصميم البلوك، الشكل رقم ٤٩). إن التعبير عن البيانات يتطلب طرقاً إحصائية متقدمة للربط بين تغيرات الإشارة على صور الرنين المغناطيسي مع النموذج المستهدف المعروض. بهذه الطريقة، يتم توليد خرائط تنشيط المخ حيث الفوكسلات التي تحدد على أن لديها نشاطاً حقيقياً نتيجة تطبيق مستوى تشيع إحصائي، يتم تلوينها. يتم إضافة خرائط النشاط النهائية على صور الرنين المغناطيسي ذات الشكل العادي التي توضح الهيكل التشريحي بمقدرة تحديد عالية، حيث بذلك تسمح بالتحديد التام لمساحات المخ النشطة.



الشكل رقم (٤٩). نموذج رسم تخطيطي لتصوير المخ الوظيفي.

يزداد تباين البولد BOLD مع قوة المجال المغناطيسي لماسح الرنين المغناطيسي. إن الضوضاء المصاحبة لمسح الرنين المغناطيسي تجعل من الصعب إلى حد ما قياس تنشيط المخ عن طريق التأثير السمعي. علاوة على ذلك، فإن التقنيات القياسية للإثارة لها مقدرة تحديديه محدودة في المجال الزمني لتسجيل التغيرات الفسيولوجية. لذلك، فإن

النماذج المتعلقة بفترات نشاط زمنية قصيرة أصبحت هي الأكثر شيوعاً. إن التحديد المساحي لتصوير البولد BOLD يكون محدوداً لأن المساحة التي يزداد دمها تشبعاً بالأوكسيجين من الممكن أن تكون أكبر بكثير من المنطقة التي تم تنشيطها حقيقة. في النهاية فإن الزمن T2* يتأثر بعوامل متضاربة عديدة عند المستوى الميكروسكوبي والتي يكون من الصعب فصلها. ولهذا لا يوفر مقدار التغير في الإشارة الذي يتم ملاحظته قياساً كمياً للتغيرات الفسيولوجية الناتجة من الإثارة.

بينما هناك تركيز كبير ومركز على التصوير الوظيفي للرنين المغناطيسي، فإنه يشغل حيزاً صغيراً جداً في التطبيقات العلاجية عند معظم مراكز التصوير بالأشعة. أكلينيكياً، يستخدم تصوير البولد BOLD في التخطيط للتدخل الجراحي في عمليات الأعصاب. بالرغم من محدوديته، فإن تصوير البولد BOLD الوظيفي يعطي تقديراً بدون أي تدخل وخالي من الإشعاعات للتغيرات الدقيقة في النشاط المخلي بتحديد مساحي في حدود ١ حتى ٢ مليمتر أو أحسن وتحديد زمني في حدود ١٠٠ ملي ثانية.

(٥ , ١١) التصوير القلبي Cardiac Imaging

تصوير القلب يختلف عن تصوير الأجزاء الأخرى في أن الحركة المستمرة للقلب تسبب ضبابية للصورة ومشاكل أخرى خلال تشفير اتجاه الطور في صور الرنين المغناطيسي المكتسبة مع أزمنة مسح طويلة. مع أحدث الأجهزة المتاحة، مع ذلك، فإن زمن المسح لشريحة واحدة يمكن تقليله إلى الحد الذي عنده يمكن ملاحظة حركة القلب على تتابع من الصور في زمن قريب من الزمن الحقيقي وبدون تقليل في جودة الصورة بسبب المشاكل التي تحدث نتيجة لحركة القلب أو التنفس. معظم هذه المشاكل يمكن التخلص منها بفاعلية عندما يكون زمن المسح أقل من ٥٠ ملي ثانية أثناء الضغط الانقباضي وأقل من ٢٠٠ ملي ثانية أثناء الضغط الانبساطي.

تصوير القلب في الزمن الحقيقي يتم أساساً للتحديد السريع للقلب، والنظرة السريعة للمحاور الطويلة- والقصيرة- لاكتساب البيانات اللاحقة.

لتحسين التباين المساحي أو الزمني لتصوير القلب في الزمن الحقيقي، يتم الحصول على الصورة على مدى عدة ضربات قلبية (ما يسمى الاكتساب المقسم). إن هذا يكون ممكناً لأن حركة القلب تكون دورية في الأحوال العادية وعضلة القلب ستكون في نفس المكان عند نقط زمنية معينة خلال الدورات المختلفة. وللتأكد من أن جميع البيانات لأي صورة يتم أخذ عيناتها في نفس الطور للدورة القلبية، فإن التصوير المقسم يجب ضبطه على معدل ضربات القلب لكل شخص. للوصول لذلك، فإنه يتم تسجيل رسم القلب الإلكتروني (ECG) وتستخدم البيانات عن طريق برمجية المسح لتحديد الموجة R في كل دورة قلبية. بيانات مخطط القلب ECG يمكن استخدامها بطريقتين، إما لإطلاق اكتساب الرنين المغناطيسي لطور معين في الدورة القلبية (إطلاق قلبي، بوابة قلبية محتملة) وإما العرض الاستعادي المستمر للبيانات المكتسبة للأطوار القلبية المقابلة (بوابة قلب استعادية).

يكون زمن المسح لكل دورة قلبية أقصر عندما يتم اكتساب الصورة على عدة دورات، مما ينتج عنه تحسين في التحديد الزمني لحركة القلب. ومع ذلك، فإن زمن المسح الكلي لكل صورة يكون أطول وتظهر تأثيرات حركة الجهاز التنفسي بصورة أطول بين المسحات.

هذه العوائق يمكن التغلب عليها بمسك التنفس أثناء التصوير. مثلاً، مع زمن تكرار TR مقداره ٣,٥ ملي ثانية وجمع خطوة تشفير طور واحدة لكل فترة R-R، فإن ١٤ خطوة تشفير طور يمكن أخذ عيناتها في ٥٠ ملي ثانية. إذا أردنا الحصول على صورة بتحديد مقداره ٢٢٤ بكسل في اتجاه تشفير الطور، فإن عملية الاكتساب يجب أن تقسم إلى ٢٢٤/ ١٤=١٦ نبضة قلب. على الرغم من ذلك، يمكن أن نجد بعض مرضى القلب لا يستطيع توقيف تنفسه لمدة ١٦ نبضة قلب.

بما أن الحركة التنفسية تكون هي الأخرى دورية، فإن اكتساب البيانات لا يمكن توزيعه فقط على عدة دورات قلبية ولكن أيضاً على عدة أنفاس. يتم ذلك عن طريق ملاحظة الإيقاع التنفسي للمريض. يتم التبادل بين المسح أحادي الأبعاد واكتساب الصورة لتحديد الحد الفاصل بين الحجاب الحاجز والرئتين خلال المحور الطولي للجسم. بهذه الطريقة، يمكن تخصيص بيانات الصورة للأطوار المختلفة في الدورة التنفسية (تقنية الاستكشاف). باستخدام تقنية المستكشف تصبح عملية المسح غير مقصورة على فترة وقف التنفس ولكن يمكن إجراؤها لمرضى يتنفسون بحرية. تقنيات المستكشف تكون محدودة بالاكتساب غير الكفأ أو غير الفعال وأزمنة المسح الطويلة. وفوق ذلك فإنها تعطى أحسن النتائج في حالة الأشخاص الأصحاء الذين لهم قلب منتظم النبضات والتنفس.

عندما تستخدم مرتبطة بالبوابات، فإن تقنيات تصوير الأوعية القلبية بالرنين المغناطيسي التي وضحت فيما سبق تسمح بالرؤية ثلاثية الأبعاد لكل غرف القلب التشريحية والأوعية الداخلة والخارجة منه، بدون التعرض لإشعاعات وبحساسية جيدة في الأحوال العامة. يمكن لذلك استخدام التصوير بالرنين المغناطيسي للفحص المتكرر للمرضى المشكوك في أن لديهم تشوهات خلقية، أو اعتلال عضلات القلب cardiomyopathy، أو صمام لا يعمل بكفاءة، أو اضطراب في غلاف القلب، ولمتابعة المرضى بعد جراحة تحويل، وملاحظة مرضى زرع القلب. أنواع عديدة من تتابعات النبضات وتعديلات في النبضات يتم استخدامها لتصوير الأوعية التاجية، وكلها لها عيوبها ومميزاتها الخاصة بها. الميزة الأساسية في تصوير القلب بالرنين المغناطيسي توجد في التقييم المتكرر للشكل، والأداء، والضخ بدون التعريض لإشعاعات بالذات في حالة المرضى بالأوعية التاجية كما هو أيضاً في حالة التحديد الدقيق للمساحات المصابة. بعض التطبيقات المحددة سيتم شرحها فيما يلي.

(٦ , ١١) التصوير القلبي باستخدام تتابعات SSFP

Cardiac Imaging With SSFP Sequences

لقد أصبح التصوير الدقيق المستقر مركبة أساسية في بروتوكولات تصوير القلب بالرنين المغناطيسي. مع قصر زمن التكرار TR الخاص به (حوالي ٢ حتى ٥ ملي ثانية) بالمقارنة بتتابعات صدى الانحدار GRE الأخرى، فإن تتابع حالة الاستقرار الدقة الحرة SSFP (المقطع ٧ , ٧) يعطى صوراً بإشارة دم أقوى. لذلك فإنه يمكن التصوير السريع للدم في الغرف القلبية بتباين جيد بالنسبة لعضلة القلب. هذا التباين الجيد يمكن الحصول عليه حتى في حالة التدفق القليل للدم في مستوى المسح وفي حالة أن تكون إشارة الدم غير محسنة من خلال تأثيرات التدفق الداخل. هذه تكون ميزة بالذات عند الحصول على منظر طولي للبطين الأيسر.

يتم اكتساب التتابع وعرضه في نمط العرض مع تصوير كل شريحة أثناء الأطوار المختلفة للدورة القلبية. إذا افترضنا، كمثال، الاكتساب بزمن مسح مقداره ٥٠ ملي ثانية وأن معدل ضربات قلب المريض كان ٧٠ ضربة في الدقيقة، فإن حركة القلب يمكن الحصول عليها بتتابع ١٧ صورة من الأطوار المختلفة للدورة القلبية التي تم الحصول عليها في اكتساب واحد. عند اكتساب عدة شرائح بهذه الطريقة أثناء توقف التنفس في عدة فترات، فإن حركة القلب كله يمكن التحقق منها كمياً. حتى قمة القلب أو رأسه يمكن إظهارها بجودة عالية في منظر ومحاور طولية.

مجاميع البيانات المكتسبة يمكن اسنخدامها لتحديد الشكل العام والمعاملات الوظيفية مثل كتلة عضلة القلب، وجزء الإخراج لكل من البطينين، أو حجم الضربة. هذه المعاملات يمكن تحديدها مباشرة بدون الحاجة إلى عمل افتراضات هندسية مثل طرق النمذجة العادية. هناك مراقبة جيدة وإنتاجية لهذه النتائج.

بجانب تقدير المعاملات العامة ، فإن تلك الطريقة توفر معلومات عن معاملات الوظائف المنطقية أو الخاصة بكل منطقة مثل الحركة الجداريه المحلية أو التضخم أو

الزيادة في سمك عضلة القلب من الانقباض إلى الانبساط. يمكن تشخيص الضخ المضطرب بدرجة عالية من الدقة إذا أظهرت منطقة من عضلة القلب حركة جداريه عادية أثناء الاستقرار وتصبح هذه المنطقة من عضلة القلب زائدة الحركة بسبب الإجهاد الناتج عن تأثير دواء (الدوبيوتامين dobutamine).

يمكن الحصول على زيادة تحسين بسيطة في إشارة الدم في صور الـ SSFP عن طريق استخدام كميات معتدلة من عامل تحسين التباين.

صور الـ SSFP تقل جودتها بسبب عدم التجانس في المجال المغناطيسي الثابت، وبالذات المتصل بتأثيرات التدفق، وتردد الراديو RF غير المناسب. وبالرغم من ذلك، فإن المشاكل التقنية قد تم حلها إلى الحد الذي أصبح عنده الـ SSFP يمكن الاعتماد عليه بدرجة كبيرة في التطبيقات العلاجية الروتينية.

(١١,٧) تصوير ضخ عضلة القلب **Myocardial Perfusion Imaging**

ضخ عضلة القلب يمكن التحقق منه عند رؤية التحسن في صور الرنين المغناطيسي الموزونة بالزمن الأول T1 والتي يمكن الحصول عليها أثناء المرور الأول لوسط تباين في خلال نسيج العضلة. نموذجياً، يتم تجديد الصورة لكل ضربة قلب. يتم حقن وسط التباين وريدياً، بجرعات منخفضة في العادة عن المستخدمة في تصوير الأوعية. المناطق التي يقل الدم فيها يمكن تحديدها مباشرة عن طريق التأخر في التدفق الداخل لوسط التباين و/ أو انخفاض في قوة قمة الإشارة أثناء مرور وسط التباين. الفروق في عضلات القلب المتجاورة ذات التدفق العادي تكون بارزة عند رؤية الصور في تتابع سريع في حالة العرض. بهذه الطريقة، يمكن أيضاً تحديد الضخ المضطرب المحصور في طبقات عضلة القلب الداخلية، والتي يكون من الصعب تحديدها باستخدام طرق التشخيص المنافسة.

يتم التصوير أثناء تأثير الدواء المعطى (أدينوسين adenosine، ديبيرادمول dipyridamol) وأثناء مسك التنفس. المسح الحقيقي يأخذ أقل من دقيقة. المناطق ذات

الضخ المنخفض يمكن تفريقها إلى مساحات ذات حيوية وأخرى ليس بها حيوية عن طريق الربط بين تصوير الإجهاد مع قياسات الضخ عند الاستقرار أو عند التصوير المؤخر التحسين (المقطع ٨ , ١١).

التقنيات واسعة الاستخدام لتصوير عضلة القلب بالضخ هي صدى الانحدار GRE السريع وتصوير الصدى المستوي EPI المتعدد الإطلاق بالتوافق مع نبضة إعداد الراديو RF. نبضة الإعداد تكون إما نبضة تشبع ٩٠ درجة وإما نبضة عكس ١٨٠ درجة، تنتج على التوالي في تتابع استعادة التشبع أو تتابع استعادة عكس. يسمح الأخير بوزن أقوى للزمن الأول T1 بينما السابق يكون أكثر استقراراً حيث يكون أقل حساسية لمعدل ضربات القلب غير المنتظمة ويعطى نتائج أكثر إنتاجية. مع الضبط المثالي للمعاملات، والاختيارات المتاحة في ماسحات معينة ، يمكن الآن اكتساب حوالي أربع شرائح لكل ضربة قلب أو ثماني شرائح لكل ضربتي قلب.

لأغراض التحليل الكمي، فإن المسار الزمني لتركيز وسط التباين في عضلة القلب يتم ربطه بالمسار الزمني للتركيز في الدم في الشرايين المغذية. حيث إن المسار لا يمكن قياسه مباشرة في كل فوكسل، فإنه يتم استخدام التقريب لتحديد المسار في الدم في البطين الأيسر. هذه التقنية للتحليل الكمي يصاحبها عدد من المشاكل: التحسينات المختلفة للإشارة في عضلة القلب والدم، وتأثير غير واضح لتبادل الماء خلال الخلايا وجدران الشعيرات، والعبور البطيء غير المعروف لوسط التباين من غشاء الشعيرات الدموية، وفروق في الإشارة نتيجة تغيرات موضعية في حساسية ملف الاستقبال، والتحسين في الإشارة غير المحدد والناتج من الحركة النفسية للهياكل التشريحية في مستوى التصوير. هناك اختيارات عديدة للتعامل مع هذه المشاكل.

على الرغم من هذه المشاكل، فإن نتائج التقارير المطبوعة تعتقد أن البيانات المجمعة بهذه التقنية لا تعتمد بدرجة كبيرة على الفاحص ولها دقة تشخيصية عالية بالمقارنة بالطرق المرجعية الأخرى.

(٨, ١١) تصوير التحسين المتأخر Late Enhancement Imaging

في التحسين المتأخر، يتم أخذ الصور بعد إدارة عامل التباين في تصوير الأوعية بحوالي ١٠ حتى ٢٠ دقيقة، والإشارة اللامعة تدل على مساحة في العضلة القلبية ذات تراكم متزايد للتباين بالنسبة للعضلة القلبية المحيطة. بهذه الطريقة فإن كلاً من الأنسجة حادة الانسداد أو المتقرحة بعد سداد قديم يمكن تصويرها بتحديد مساحي دقيق ("اللامع يكون ميتاً"). تراكم وسط التباين في هذه المساحات يكون مرجعه للأحجام الكبيرة خارج الأوعية وخارج الخلايا و/ أو التخلص منه. الدراسات القائمة حتى الآن تعتقد أن التحسين المتأخر للصور تسمح بالتحديد الدقيق لحجم المساحة المسدودة.

التحسين المتأخر ليس سمة خاصة بانسداد العضلة القلبية. يمكن أيضا ملاحظة تحسين مشابه في الإشارة في مناطق من عضلة القلب تكون متأثرة بأمراض قلب أخرى. بينما يكون التحسين المصاحب للانسداد محصوراً على مناطق جانبية من عضلة القلب التي تكون متعلقة بامتداد الجدار في العديد من الأحوال، فإن التحسين المتأخر المرئي في الإعاقات الأخرى من الممكن أن يكون محصوراً في الطبقة المتوسطة للجدار.

وعلى الرغم من ذلك، فإن المساحات فقيرة الضخ، وغير الحية من الممكن ألا تظهر تحسيناً في التباين نتيجة فشل وسط التباين للدخول لهذه المساحات عند وقت اكتساب الصور. يطبق ذلك خاصة على الصور التي يتم الحصول عليها في خلال الدقائق الأولى من إدارة وسط التباين. قد يغيب التحسين في الانسدادات الكبيرة حيث يظهر المركز داكنا بينما المساحات المحيطة تكون لامعة. في بعض التقارير المنشورة، يتم وصف هذه الظاهرة بالعبارة "إعاقة الأوعية الدقيقة". لقد تم توضيح أن إعاقات الأوعية الدقيقة غير المتغيرة والمستمرة لعدة أيام تكون مصحوبة بتكهن أو تنبؤ ضعيف للغاية.

يتم اكتساب صور التحسين المتأخر بتتابعات صدى الانحدار GRE ذات انعكاس مسترد. زمن الاسترداد بين نبضة الراديو RF العاكسة واكتساب البيانات (زمن العكس الأول T1) يتم اختياره بحيث تمر مغنطة عضلات القلب الصحيحة خلال الصفر عند ملء خطوط مركز الفراغ k، بحيث تترك الأنسجة العادية داكنة على الصور الناتجة. إذا أخذ

المسح عدة دقائق، فإنه قد يكون من الضروري إعادة ضبط الزمن الأول T1 إلى تركيز وسط التباين المتغير. تصوير التحسين المتأخر يمكن إجراؤه مع التتابعات ثنائية وثلاثية الأبعاد.

بينما يكون التفريق بين النسيج المسدود والصحيح في العادة بسيطاً، فإن التفريق بين الانسداد في أوعية القلب والدم في البطين الأيسر من الممكن أن يكون صعبا ويحتاج لمسحات إضافية، مثلاً بقيم مختلفة للزمن الأول T1.

إنه من المقترح أن يكون التصوير بالتحسين المتأخر هو الطريقة ذات الاختيار الأول لتوضيح انسدادات عضلة القلب وتقدير امتدادها.

(٩ , ١١) تحديد الزيادة في تركيز الحديد في عضلة القلب

Detection of Increased Myocardial Iron Concentration

يبدو أن التصوير بالرنين المغناطيسي ستكون لديه المقدرة ليعتمد عليه في تحديد تركيزات الحديد العالية في عضلة القلب على أساس تأثيرهم في تقصير الزمن T2* عند استخدام بروتوكولات محددة بدقة لاكتساب البيانات وتحليلها. مثل هذه البروتوكولات تحتوي على شرائح قصيرة المحور خلال الجزء المركزي للبطين الأيسر الذي يتم الحصول عليه تكراريا بأزمنة صدى مختلفة باستخدام تتابع انحدار الصدى GRE. الفقد الملاحظ في الإشارة مع زيادة أزمنة الصدى يسمح بحساب ثابت الاستقرار للزمن T2* في منطقة الاهتمام الموجودة في الحاجز. النتائج الأولية التي يتم الحصول عليها في مرضى الثلاسيميا thalassemia تقترح أن القصر في الزمن T2* يتوقع انخفاضاً في وظيفة القلب فقط عندما تنخفض القيمة تحت مستوى تشبع معين. التشبع المحدد يكون حوالي ٢٠ ملي ثانية عند ٥ , ١ تسلا بالمقارنة بقيمة متوسطة مقدارها ٥٢ ملي ثانية في الأشخاص الأصحاء. قياسات أزمنة الاستقرار T2* يمكن أن تحقق كذلك قواعد لتحديد هؤلاء المرضى الذين يمكنهم الاستفادة من علاج الحديد المتخالب iron-chelating المكثف وبذلك يمكن توفير التنبؤات الفقيرة المصاحبة للقصور في وظيفة القلب.

الفصل الثاني عشر

العوامل المساعدة للتباين في الرنين المغناطيسي

MR Contrast Agents

JOHANNES M. FROEHLICH

إن تباين الصورة في تصوير الرنين المغناطيسي الطبي ينتج من الفروق في شدة الإشارة بين نسيجين ويتحدد بعوامل ضمنية أو جوهرية وأخرى عارضة أو غير جوهرية. وهذه على التوالي خواص للأنسجة المختلفة وخواص لماسح الرنين المغناطيسي، وبالذات في تتابع النبضات المستخدم.

أوساط التباين للرنين المغناطيسي هي مستحضرات صيدلانية تستخدم في تصوير الرنين المغناطيسي لزيادة تحسين التباين الطبيعي وبالإضافة لذلك للحصول على معلومات ديناميكية (حركية الدواء pharmacokinetic). للوصول لهذا الهدف، فإن أوساط التباين المستخدمة للتصوير بالرنين المغناطيسي يجب أن تكون لها خواص طبيعية وكيميائية معينة وأيضاً إطار حركي دوائي مناسب.

أوساط التباين في الرنين المغناطيسي تغير أساساً في خواص التباين للأنسجة الحيوية بطريقتين:

- مباشرة عن طريق تغيير كثافة البروتونات للنسيج
- أو غير مباشرة عن طريق تغيير المجال المغناطيسي الموضعي أو الخواص الرنينيه للنسيج ومن ثم قيم الزمن الأول T1 و/ أو الزمن الثاني T2 الخاصة به.

تتغير شدة المجال المغناطيسي الموضعي لأن الإلكترونات المغزلية المنفردة في وسط التباين تتفاعل مع نوى الهيدروجين المحيط في الماء، والدهون، أو جزيئات البروتين في

النسيج. لذلك، فإن آلية التفاعل في وسط تباين الرنين المغناطيسي تشتمل على عمليات على الغلاف الإلكتروني الخارجي وليس فقط العمليات على مستوى النوى، كما يفعل تأثير الرنين المغناطيسي. العزوم المغناطيسية للإلكترونات تكون أكبر بـ ٦٥٧ مرة من هذه التي في البروتونات. وهذا هو السبب في لماذا يكون غلاف الإلكترونات له خواص مغناطيسية أكثر بكثير من نوى الهيدروجين.

التفاعلات التي تحدث بين إلكترونات وسط التباين وبروتونات الأنسجة تشتمل على "استرخاء الكرة الداخلية inner sphere relaxation" (من خلال التفاعل مع الماء المحصور) و"استرخاء الكرة الخارجية outer sphere relaxation" (مثلاً الناشئ من انتشار الماء القريب). كل من الطريقتين تشارك بصفة أساسية في التأثير الكلي لوسط تباين الرنين المغناطيسي.

قبل أن نسترسل في شرحنا لأوساط التباين، بعض المصطلحات الفنية يجب توضيحها:

- للمواد البارا مغناطيسية paramagnetic لها عزم مغناطيسي (ناتج من مغازل فردية) لأنها تتكون من ذرات أو جزيئات لها عزم مغناطيسي نتيجة وجود مدارات إلكترونية منفردة في الغلاف الإلكتروني الخارجي أو نوى منفردة في نواة الذرة. عندما تتعرض هذه المواد لمجال مغناطيسي خارجي، فإن معظم العزوم المغناطيسية تتحاذى مع اتجاه المجال المغناطيسي بحيث تتجمع هذه العزوم المغناطيسية مع بعضها، مما ينتج عنه زيادة موضعية في المجال المغناطيسي (تماماً مثلما مع البروتونات). وفي حالة عدم وجود مجال مغناطيسي، فإن العزوم المغناطيسية تحدث في نماذج عشوائية ولا يكون هناك مغنطة تامة. معظم الأيونات المعدنية المذابة (بما في ذلك الحديد في الدم) وأيضاً الشقوق (الجذور) المستقرة تكون كلها مواد بارا مغناطيسية لأنها تحتوي على إلكترونات منفردة. من أمثلة ذلك، Fe^{2+}، Co^{3+}، Co^{2+}

Mn^{3+}، Mn^{2+}، Gd^{3+}، Fe^{3+} وNi^{3+}. ونتيجة عزمها المغناطيسي القوي (انظر ما سبق)، فإن المواد التي لها إلكترونات منفردة تكون مفضلة كوسط تباين للرنين المغناطيسي. معظم أوساط التباين المستخدمة للرنين المغناطيسي تكون أيونات مركبات معدنية (الجادولينيوم، gadolinium، المنجنيز manganese، والحديد iron).

- للمواد فائقة البارا مغناطيسية superparamagnetic خواص مغناطيسية قوية. ينتج عزمها المغناطيسي المتزايد جداً (١٠ إلى ١٠٠ مرة) من ترتيب الأيونات البارامغناطيسية paramagnetic في الشبكية البلورية الصلبة، والتي تزيد من حركة إلكتروناتها المحيطة (مثلاً، أكسيد الحديد في صورة دقائق فائقة البارا مغناطيسية بحجم النانو). إن أوساط التباين فائقة البارا مغناطيسية تكون مواد صلبة وليس لها تأثير فقط على الزمن الأول T1 والزمن الثاني T2 ولكنها أيضاً تشوه بقوة المجال المغناطيسي (القابلية المغناطيسية).

- تتكون المواد الفرّومغناطيسية ferromagnetic أيضاً من مجموعات كبيرة من الذرات التي تتشابك بقوة إلكتروناتها المنفردة عن طريق تبادل الازدواج (الحالة الصلبة). تحتفظ هذه المواد بالمغنطة حتى بعد إزالة المجال المغناطيسي الخارجي ومن ثم تصبح مغناطيساً مستديماً. أفضل مثال معروف هو الحديد (Fe).

وعلى ذلك فإن معظم المواد دايا مغناطيسية diamagnetic (بالتحديد، الدايا مغناطيسية تكون موجودة مع صور أخرى من الخواص المغناطيسية في هذه المواد). عند وضع المواد الدايا مغناطيسية في مجال مغناطيسي خارجي فإنها تكتسب مغنطة عامة ضعيفة جداً في الاتجاه المعاكس (Z–)، وهذا في الغالب بسبب أن الحركة المدارية لمعظم الإلكترونات تكون عكس عقارب الساعة.

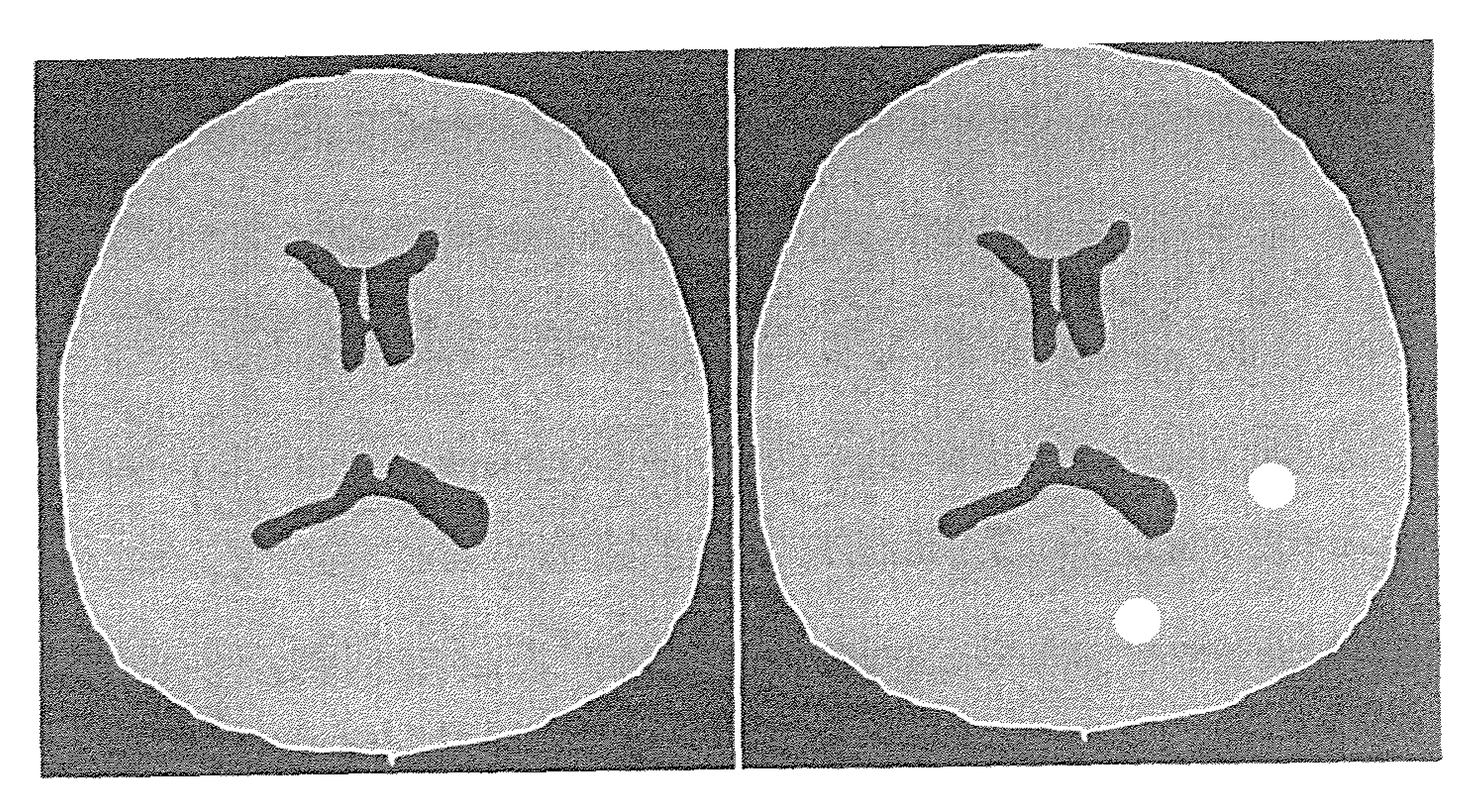
الآن يمكننا أن نسأل كيف يغير وسط التباين إشارة الرنين المغناطيسي وبذلك يحسن التباين في الصورة الناتجة.

على العكس من أوساط التباين في التصوير بالراديو، والتي يتم رؤيتها مباشرة، على صور أشعة X، فإن وسط تباين التصوير بالرنين المغناطيسي، مثل مركب الجادولينيوم، يؤثر بطريقة غير مباشرة عن طريق تغيير خواص الاسترخاء لبروتونات الهيدروجين المحيطة. في المثال الموضح في (الشكل رقم ٥٠) فإن الصورة المأخوذة بعد حقن مركب الجادولينيوم (يمين) توضح جرحين لم يمكن رؤيتهما في الصورة المكتسبة قبل استخدام وسط التباين (اليسار). وللحصول على هذا التأثير، فإن وسط التباين لابد أن يكون له خاصيتان: أولاً، لابد أن ينتشر خلال حاجز الدم- المخ، وثانياً، يجب أن يكون قادراً على التفاعل مع البروتونات الموضعية (ومن ثم ينقص من الزمن الأول T1 الخاص بهم).

العوامل المساعدة للتباين في التصوير بالرنين المغناطيسي يمكنها أن تغير صور الرنين المغناطيسي في واحدة من أربع طرق.

تغيير كثافة البروتونات أو المغازل Changing Spin or Proton Density

إن وجود وسط التباين يؤثر على كمية البروتونات الموجودة في وحدة الحجم أو الفوكسل. معظم هذه العوامل المساعدة تقلل من هذا العدد (مثلاً، مركبات شبيه الفريون freon مثل بروميد بيرفلورو أوكتيل [PFOB] perfluoro-octyl bromide وكبريتات الباريوم، والمستحلبات الدهنية). إن نقص كثافة البروتونات الموضعي يكون مصحوباً بضعف في الإشارة، مثلاً بعد استخدام أو حقن معلق كبريتات الباريوم.



الشكل رقم (٥٠). رسم تخطيطي لـ CNC في وضع مستعرض. صورة رنين مغناطيسي قبل استعمال وسط تباين (اليسار) وبعد الحقن بـ ١ , ٠ mmol Gd/kg من وزن الجسم (اليمين). نلاحظ وجود جرحين في الصورة التي تم تحسين تباينها. الزيادة في الإشارة تنتج من تقصير موضعي في الزمن الأول T1 والتوزيع الخارجي لوسط التباين في المنطقتين.

تقصير زمني الاسترخاء الأول T1 والثاني T2 (الأعظم أهمية)

Shortening T1 and T2 Relaxation times (Most important)

وسط التباين للتصوير بالرنين المغناطيسي يمكن التفكير فيه على أنه محفز يعجل من استقرار البروتونات المجاورة عن طريق سحب الطاقة الزائدة (في الوزن بالزمن الأول T1) التي امتصتها البروتونات مسبقاً من نبضة الإثارة (تفاعل شبكية الغزل). الاستعادة السريعة للمغنطة الطولية ينتج عنها إشارة رنين مغناطيسي قوية. العامل المحفز الذي يحسن الإشارة يسمى وسط تباين موجب. بالإضافة لذلك، فإن العزوم المغناطيسية للإلكترونات المنفردة تغير من شدة المجال المغناطيسي الموضعي، مما ينتج عنه تسريع لاستعادة الطور نتيجة تأثيرات المغزل للآخر وتحسين الاستقرار للزمن

الثاني T2. إن التركيزات العالية لوسط التباين، مثلاً في الأنبوب البولي الأسفل، ينتج عنه عدم تجانس موضعي في المجال وتقصير للزمن الثاني T2، والذي يتم ملاحظته كفقد في الإشارة خاصة في الصور الموزونة بالزمن الثاني T2.

الدلالة على الاستقرار السريع يمكن توضيحها بجلاء عن طريق مقارنة أزمنة الاستقرار في أوساط مختلفة:

- الاستقرار التلقائي في الفضاء: ١٠١٦ سنة،
- الاستقرار في محلول مائي: حوالي ١ ثانية،
- الاستقرار في وسط تباين مائي: بعض ملي ثواني.

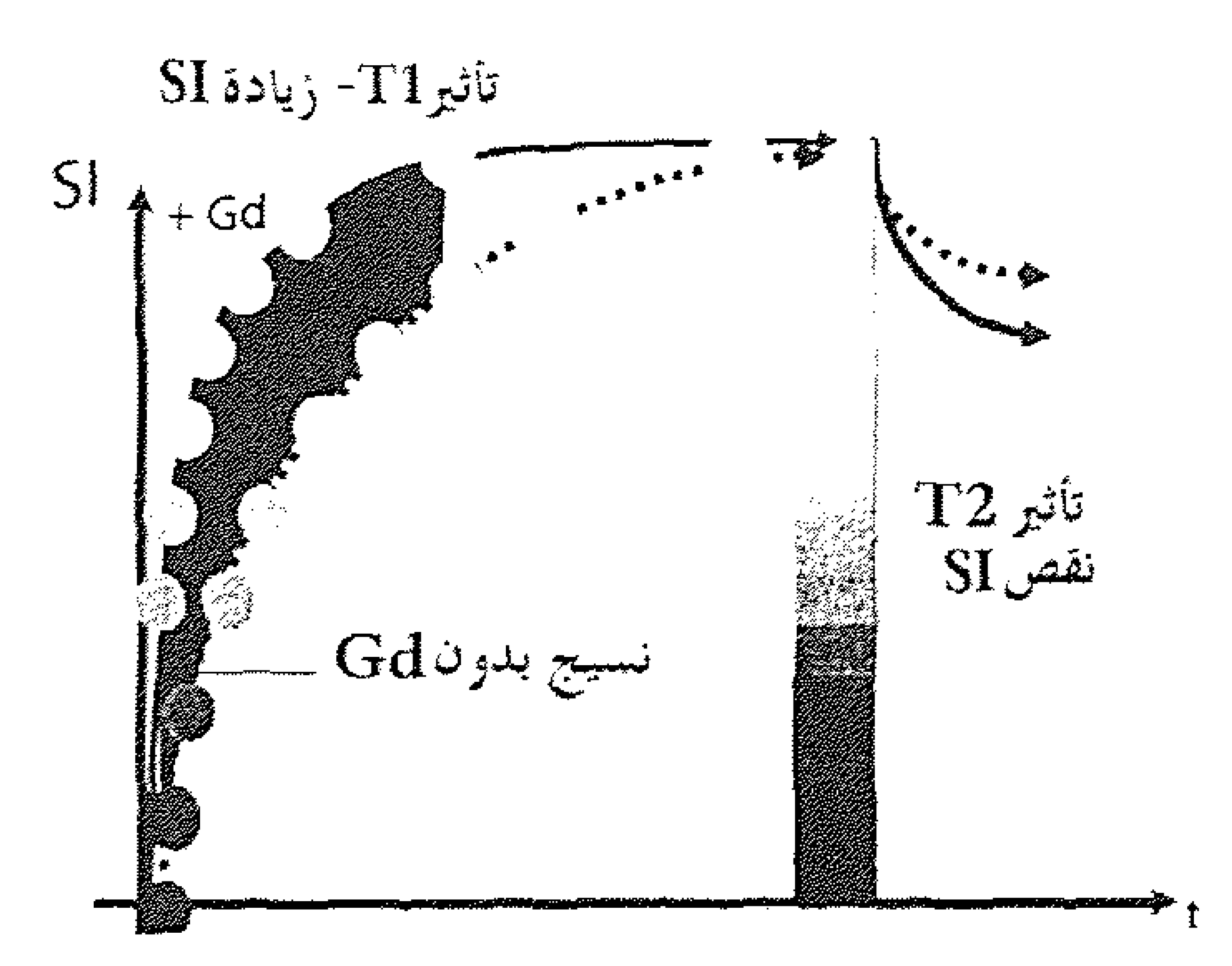
الأنسجة المريضة التي تأخذ وسط التباين تظهر تغيراً في الإشارة (إشارة أعلى تماماً في الصور الموزونة بالزمن الأول T1 وإشارة أقل في الصور الموزونة بالزمن الثاني T2 عندما يكون تركيز وسط التباين عال) بينما تبقى الأنسجة المحيطة الطبيعية والتي لا تحتوي على وسط التباين غير متأثرة. للإظهار المثالي للتأثيرات الناتجة عن دخول العامل المساعد إلى المناطق المريضة، يكون من الضروري ضبط معاملات التصوير، وبالذات الوزن (مثلاً، باستمرار الوزن بالزمن الأول T1 وزمن تكرار TR قصير عندما يعمل مركب الـ Gd) (الشكل رقم ٥١). الأعضاء من هذا النوع والمستخدمة في تصوير الرنين المغناطيسي الإكلينيكي هي المركبات المعتمدة على الجادولينيوم، ومركبات المنجنيز، ومحاليل الحديد.

الاستعادة الأسرع للطور خلال عدم تجانس المجال الموضعي (تأثيرات القابلية)

Faster dephasing through local field in homogeneities (susceptibility effects)

ما يسمى بتأثيرات T2* يمكن رؤيتها باستمرار في الصور الموزونة بالزمن الثاني T2. عدم التجانس في المجال الموضعي الذي سببه العزم المغناطيسي العالي لوسط التباين يعجل من استعادة الطور للبروتونات لما بعد الاضمحلال الذاتي الحر FID العادي

ولذلك فإنه يقصر الزمن الثاني T2 أيضاً. هذه الظاهرة تسمى القابلية المغناطيسية وتحدث باستمرار في وجود شدة مجال موضعية قوية أو عند الأسطح البينية ويمكنها أن تسبب مشاكل. تكون القابلية ظاهرة كفقد ظاهر في الإشارة يرى بوضوح في الصور الموزونة بالزمن الثاني T2. العوامل المساعدة التي تنتج فقداً في الإشارة يطلق عليها أوساط تباين سالبة. من أمثلتها دقائق أكسيد الحديد فائق البارا مغناطيسية بحجم النانو (SPIO) التي يتم أخذها عن طريق نظام الجهاز الشبكي البطاني reticuloendothelial (RES) لأنسجة الكبد الطبيعية ويمكن لذلك أن يخدم كوسط تباين خاص بالكبد يخمد اختيارياً الإشارة من الكبد الطبيعي.



الشكل رقم (٥١). منحنى استقرار الزمن لنسيج مع وبدون أخذ **Gd**. تأثير التقصير في الزمن الأول **T1** والزيادة في شدة الإشارة **SI** تكون عابرة (المساحة السوداء). الزيادة في الإشارة يمكن ملاحظتها في الصور الموزونة بالزمن الأول **T1** وزمن تكرار **TR** قصير. عند استخدام زمن تكرار **TR** أطول لن يكون هناك زيادة في شدة الإشارة (إلا كنتيجة لزيادة تأثير الزمن الثاني **T2** والذي يحدث في وجود تركيزات عالية من وسط التباين).

إزاحة تردد الرنين (Shifting the Resonance Frequency (Dysprosium

الآلية الأخرى للحدوث هي إزاحة تردد الرنين بعدة مئات من أجزاء في المليون ppm. هذا التأثير يعادل الإزاحة الكيميائية ويضعف إشارة البروتونات المقاسة. من المعروف أن المركبات المعتمدة على إزاحة تردد الرنين لها هذا التأثير ولكنها فعلياً ليس لها دور في التصوير الطبي بالرنين المغناطيسي.

(١ , ١٢) التركيب الكيميائي Chemical Structure

معظم المواد البارا مغناطيسية التي يمكن استخدامها كوسط تباين تكون أيونات معدنية سامة ولها توزيع غير مرغوب فيه في الجسم. وهذا مطبق خاصة للجادولينيوم، والذي يتبع مجموعة اللانثانيد من عناصر الأرض النادرة. هذه العناصر لا يتم إدخالها للجسم في حالتها الأصلية ولكن فقط بعد أن تصبح متخالبة إلى مرتبط أو ليجند. يجب أن تكون هذه المرتبطات المستخدمة في التراكب قوية وذات ألفة (أوصلة) خاصة للمكون النشط (DTPA, DOTA, DTPA-BMA, HP-DO3A, BT-DO3A, BOPTA) (الشكل رقم ٥٢). على أية حال، كما أن ترابط المتراكب يكون عملية عكسية (تفاعل اتزان بين الصور الحرة والمرتبطة)، فإن جزءاً صغيراً من الذرة المركزية (في الغالب Gd) يمكن أن ينطلق من المركب. وتعتمد هذه الكمية المنطلقة على الأس الهيدروجيني pH، والحرارة، ووجود مواد تنافسية (كمثال أيونات المعادن الأخرى مثل Cu^{2+}, Ca^{2+}, Zn^{2+}, $Fe^{2/3+}$ أو بروتونات حمضية في المعدة) ولكنها تكون صغيرة بحيث لا يحدث تأثير سام ملموس. كحماية إضافية، فإن معظم أوساط التباين المتاحة تجارياً تحتوي على كميات زائدة من المركبات الحرة (تماما مركبات Ca/Na) والتي تعترض فوراً أي أيونات جادولنييوم يتم تحريرها.

الشكل رقم (٥٢). التراكيب الكيميائية للمركبات المعتمدة على الجادولينيوم (التركيب الخطي: **Gd-DTPA, Gd-DTPA-BMA, Gd-DTPA-BMEA, Gd-BOPTA, Gd-EOB-DTPA**؛ التركيب الحلقي الضخم: **Gd-DOTA, Gd-HP-DO3A, Gd-BT-DO3A.). Gd-BOPT and Gd-EOB-DTPA** لها سلسلة جانبية محبة للشحوم **lipophilic** مع حلقة بنزيل. هذان المركبان يرتبطان عكسياً مع البروتين. السلسلة الجانبية تكون أيضاً مسئولة عن الأخذ النوعي لـ **hepatocytes** والإزالة الجزئية لـ **hepatobiliary** (المقطع ١٢,٣,٣). المركبات الأخرى المعتمدة على الجادولينيوم **Gd** تكون كواشف غير محددة يتم التخلص منها عن طريق الكليتين.

إن سمُية أيونات الجادولينيوم تنتج من أن قطرها يساوي تماماً قطر أيونات الكالسيوم. لذلك فإن أيونات الجادولينيوم يمكنها أن تعمل كخصم لأيونات الكالسيوم وتعمل على سد قنوات الكالسيوم عن طريق الارتباط بها. و قد يؤدي هذا إلى عرقلة التنفس الخلوي، وقابلية العضلات للانقباض، وتجلط الدم. بجانب الإقلال من سمية الجادولينيوم،

فإن المرتبطات تحدد التوزيع الحيوي للمركب كما يمكن التفريق بين المركبات الجزيئية الضخمة المعتمدة على الجادولينيوم والخاصة بالكبد وغير الخاصة به.

(٢ ,١٢) الاسترخائية Relaxivity

الاسترخائية هي مقياس لكفاءة استرخاء عامل التباين في الرنين المغناطيسي. إنها تتغير مع تردد لارمور ودرجة الحرارة وأيضاً مع التركيز والخواص الجزيئية لتركيب وسط التباين البارا مغناطيسي (مثل مقدرة الأيون المتخالب على التفاعل مع الماء، وحركة السلاسل الجانبية، والحث المغناطيسي). بسبب إلكتروناتها السبعة المنفردة، فإن الجادولينيوم ثلاثي التكافؤ (Gd^{3+}) يكون من أقوى العناصر المغناطيسية. ويتم تحديد ما يسمى بالاسترخاء الجزيئي عن طريق قياس الزمن الأول T1 أو الزمن الثاني T2 في محلول أحادي المولية والذي يمكن الحصول عليه عن طريق إذابة مول واحد من المادة في لتر واحد من الماء.

الاسترخائية : R1=1/T1 و R2=1/T2

(التركيز: ١ مول/ لتر، مقاس عند درجة حرارة ٢٠° م وتردد لارمور/ شدة مجال معينة)

كلما كانت الاسترخائية أعلى، فإن التفاعل بين وسط التباين وبروتونات الماء القريبة تكون أفضل. ويؤدي ذلك إلى استرخاء أسرع للبروتونات وزيادة في الإشارة (مثال على ذلك، في الصور الموزونة بالزمن T1). عندما تكون مادة لها استرخائية عالية، فإنه يكون من المعقول نظرياً تقليل الجرعة نتيجة وجود علاقة مباشرة بين جرعة وسط التباين وتأثير الاسترخاء التحسيني له. سيكون هناك في المستقبل عوامل مساعدة للتباين يمكن تطبيقها إما لتقليل جرعة الجادولينيوم (لخفض النفقات) وإما، على العكس، لزيادة الجرعة للحصول على تحسين واضح للإشارة، ومن ثم تحسين التباين والحصول على تصوير أسرع.

إن المركبات المعتمدة على الجادولينيوم غير النوعية والمتاحة حتى الآن تختلف فيما بينها في التأثير التحسيني للتباين (وبذلك يتم استخدامها عند جرعات مختلفة). معظم المركبات المتاحة تجارياً لها تركيز ٠,٥ mol/l، بالمقابل لكمية من الجادولينيوم وجرعة مقدارها ٠,٢ ml/kg لكل كيلو من وزن الجسم (= ٠,١ mmol Gd/kg من وزن الجسم).

مع وجود المستحضرات الأخيرة المعتمدة على الجادولينيوم والتطبيقات الجديدة، أصبح من الضروري الاختيار بعناية للمحلول المناسب بدلالة التفاعلات الحيوية له وتركيزة للحصول على التأثير التحسيني المطلوب للاسترخاء والغرض المقصود (الجدول رقم ٧):

الجدول رقم (٧). الاسترخائية R1 و R2 لأوساط تباين مختارة مقاسة في الماء عند شدة مجال مقدارها ٠,١ T. لكلوريد الجادولينيوم استرخائية عالية جداً لكنه غير مناسب كوسط تباين لأنه عالي السمية. التراكب يقلل من كفاءة الاسترخاء لأنه يزيد المسافة بين الجادولينيوم Gd^{3+} وبروتونات الماء القريبة.

	R1	R2
$GdCl_3$	9.1	10.3
Gd-DTPA = Magnevist®	3.4	3.8
Gd-DOTA = Dotarem®, Artirem®	3.4	4.3
Gd-DTPA-BMA = Omniscan®	3.9	5.1
Gd-HP-DO3A = Prohance®	3.7	4.8 (at 0.5 T)
Gd-BT-DO3A = Gadovist®	3.6	4.1 (at 0.47 T)
Gd-BOPTA = Multihance®	4.6	6.2
Mn-DPDP = Teslascan®	2.3	4.0
Ferumoxides = Endorem® (SPIO)	40	160
Ferucarbotran = Resovist® (SPIO)	25.4	151
Ferumoxtran = Sinerem® (USPIO)	21.6	44.1

- في التصوير المفصلي arthrography بالرنين المغناطيسي فإن محاليل الجادولينيوم يتم استخدامها عند ١:١٠٠ حتى ١:٥٠٠، بالمقابلة مع تركيز مقداره ٥ mM Gd/l (=٠,٠٠٥ mol/l) حتى ١ mM Gd /l (= ٠,٠٠١ mol/l). ولقد ثبت أن ٠,٢-٢,٥ mM Gd تكون الأحسن كفاءة. الحقن داخل المفصل لمحلول غير مخفف (يحتوي ٠,٥ mol/l) من الممكن أن تسبب فقداً في الإشارة بدلا من التحسين المطلوب. على العكس من ذلك، فإن الحقن الوريدي للمحاليل المخففة المستخدمة في التصوير المفصلي قد لا تعطى إشارة كافية وتحسين تباين معقول لاكتشاف الجروح.

- الجادوفيست ١,٠ Gadovist (جادوبيوترول gadobutrol) يحتوي على ضعف الكمية من المحتويات الفعالة (واحد مول من الجادولينيوم Gd لكل لتر بدلا من التركيز العادي ٠,٥ mol/l). باستخدام هذه التركيبة، يمكن للشخص أن يقلل من الجرعة بالملي لتر أو معدل استخدامه. ولذلك، فإن الجرعة المفضلة هي ٠,١ ml/kg من وزن الجسم بدلاً من الجرعة العادية ٠,٢ ml/kg من وزن الجسم. في هذه التركيبة، فإن ضعف تركيز المركبات الفعالة يكون مناسباً جداً بسبب الذوبانية العالية للجادولينيوم في الماء. يتوقع أن يوفر هذا المحلول تركيزات المرور الأولى في بعض مناطق الأوعية الدموية مثل الشرايين السطحية وعلى ذلك، وكما هو مع التركيزات العالية من أوساط التباين المعتمدة على اليود، فإنه يجب أن يؤخذ في الاعتبار الأسموزية osmo-lality واللزوجة الأعلى للمحلول.

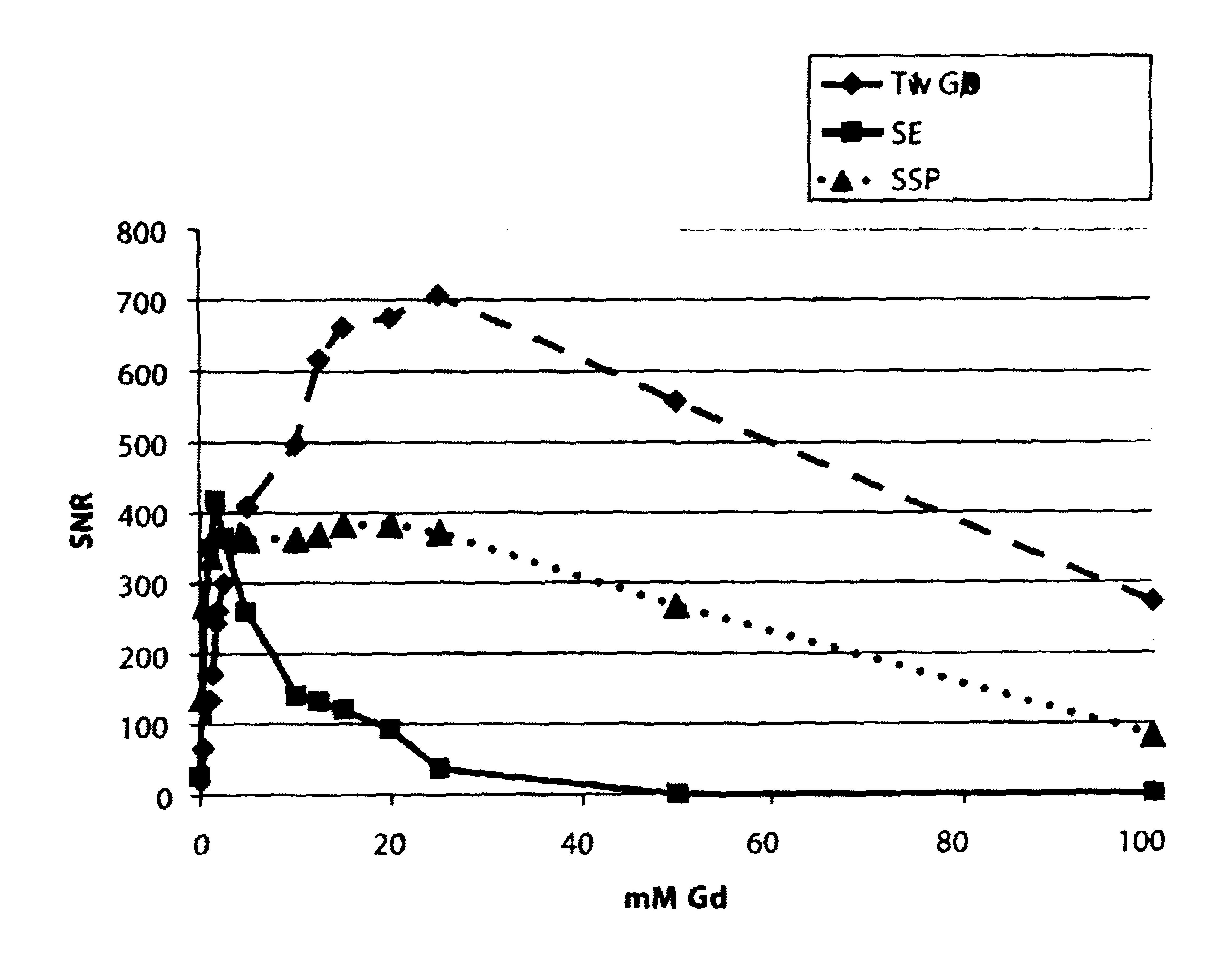
- عوامل الارتباط بالالبومين Albumin-binding agents : أوساط التباين مثل: Gd-EOB-DTPA (Multihance®– gadobenate dimeglu-mine)، Gd-EOB-DTPA (Primovist® -gadoxetate disodium-(marketed as a 0.25 mol/l preparation، أو MS-325 EPIX (gado-

fosvesete trisodium – Vasovist®) ترتبط عكسيا بالألبومين البشرى ولذلك تكون له استرخائية عالية في الدم بالمقارنة بالماء . إن كبر حجم الجزيئات يغير من توزيع وسط التباين ويتغير التأثير التحسيني مع ألفة البروتين والتركيز الموضعي للبروتين. أما كيف يؤثر ذلك على نظام الجرعة، فمازال قيد التحديد (الشكل رقم ٥٢).

في النهاية، فإنه يجب الأخذ في الاعتبار أن كلاً من R1 و R2 من الممكن أن تؤثر في إشارة الرنين المغناطيسي.

منحنيات تأثير الجرعة لأوساط التباين في تصوير الرنين المغناطيسي تختلف عن المنحنيات الخطية لأوساط تباين أشعة X حيث إن لها قمة تبين التركيز المثالي لوسط التباين (الشكل رقم ٥٣). التركيز الذي يعطي تحسيناً مثالياً يتغير مع وسط التباين للرنين المغناطيسي وتتابع النبضات المستخدم. عموماً، يمكن رؤية تأثيرات التركيزات القليلة بوضوح في الصور الموزونة بالزمن الأول T1 بينما تأثيرات الزمن الثاني T2 أو النقص في شدة الإشارة يصبح واضحاً عند التركيزات العالية. من وجهة النظر العملية، فإن ذلك يعنى أنه ليس من الضروري أن أعلى تركيز أو كمية من الجادولينيوم هي التي تنتج أعلى زيادة في الإشارة ومن ثم تعطي أحسن تباين. مضاعفة الاسترخائية لا يعني مضاعفة شدة الإشارة!

التحسين الاسترخائي يتغير أيضاً مع شدة المجال ويميل للنقصان مع زيادة شدة المجال (لأن تأثير الزمن الثاني T2 يصبح أقوى) بينما نسبة التباين إلى الضوضاء عند ٠,٣ T تكون، عامة، أكثر جودة عن التي تم الحصول عليها عند ١,٥ T أو مجالات أقل شدة. وفوق ذلك، من المحتمل وجود تغيرات في الأنسجة تنتج من فروق في قيم الأزمنة T1 و T2 الخاصة بهم. كقاعدة، فإن الماسحات ذات شدة المجال القليلة (٠,٢ – ٠,٦ T) تحتاج إلى جرعات عالية من وسط التباين.



الشكل رقم (٥٣). منحنيات تأثير الجرعة على نسبة الإشارة للضوضاء **SNR** بعد استخدام وسط تباين معتمد على الجادولينيوم **Gd** خارج الخلية **(Gd-DOTA)** لثلاث تتابعات نبضات مختلفة عند ١,٥ تسلا. **SE** هو تتابع الصدى المغزلي، و **GRE** هو تتابع الصدى الانحداري، و **SSFP** هو تتابع الدقة بحالة الاستقرار الحرة. لاحظ الاختلاف الواضح في القمة العظمى.

(١٢,٣) الخواص الدوائية **Pharmacologic Properties**

الخواص الدوائية لمعامل تحسين التباين، وبالذات الحركية الدوائية، تحدد توزيعه في الجسم ومن ثم تأثيره على إشارة الرنين المغناطيسي. اعتماداً على هذه الخواص، يمكن التفريق بين أنواع مختلفة من أوساط التباين (الجدول رقم ٩).

(١, ٣, ١٢) عوامل التباين خارج الخلية Extracellular Contrast Agents

إن أوساط التباين خارج الخلية تكون ذات أوزان جزيئية منخفضة، وهي المركبات القابلة للذوبان في الماء والموزعة في الأوعية وبين الخلايا والتي تعمل عقب الحقن الوريدي. معظم أوساط تباين الرنين المغناطيسي المستخدمة هذه الأيام تتبع مجموعة مركبات الجادولينيوم ثلاثي التكافؤ gadolinium(III) (الشكل رقم ٥٢). هذه المركبات هي:

– Gd-DTPA (gadopentetate dimeglumine = Magnevist®/linear ionic complex),

– Gd-DOTA (gadoterate meglumine = Dotarem®/macrocyclic ionic complex),

– Gd-DTPA-BMA (gadodiamide = Omniscan®/linear nonionic complex),

– Gd-HP-DO3A (gadoteridol = Prohance®/macrocyclic nonionic complex),

– Gd-DTPA-BMEA (gadoversetamide = Optimark®/nonionic linear complex),

– Gd-BT-DO3A (gadobutrol = Gadovist®/linear nonionic complex),

– Gd-BOPTA (gadobenate dimeglumine = Multihance®/linear ionic complex; also used as a liver-specific agent).

استخدام جرعة قياسية في الأوعية الدموية من وسط تباين خارج الخلية يقلل من الزمن الأول T1، وينتج عنه زيادة في شدة الإشارة في الوعاء الدموي (المرور الأول، مقطع ١١ , ١١) وفي الأنسجة نتيجة رش الأنسجة أو عرقلة الحاجز الشعري (المخ، العمود الفقري، العينين، والخصية). في الأحوال العادية، فإن أوساط التباين هذه لا تعبر حاجز الدم- المخ لأنها تكون محبة للماء بقوة (أي أنها تكون على ارتباط جيد بالماء). التغير الذي يحدث في توزيع وسط التباين عندما يقطع الحاجز يكون معياراً أو مقياساً مهماً للتشخيص. عموماً، فإن تأثير وسط التباين يكون مستحسناً جداً في الصور الموزونة بالزمن الأول T1، ويفضل مع إخماد الدهون. ويقارن هذا التأثير مع تأثير وسط التباين الذائب في الماء لأشعة X ويتميز بالانتشار السريع لوسط التباين في الأنسجة، ولذلك يعادل التركيز بين الفراغ الوريدي والفراغ المحيط بالخلية.

يتم التخلص من العوامل المساعدة للتباين خارج الخلية عن طريق البول بالترشيح السلبي أو غير الفعال. بهذه الطريقة، فإنه يتم التخلص من كل المادة بدون أن تستخدم في عملية التمثيل الغذائي. في الأحوال العادية، فإنه يتم التخلص لأكثر من ٩٠٪ من الجرعة المستخدمة عن طريق الكليتين في خلال ٢٤ ساعة. وينتج عن التركيز في الكليتين زيادة في قصر الزمن الثاني T2، والذي يمكن رؤيته كفقد في الإشارة في المسالك البولية السفلى. كمية صغيرة فقط من وسط التباين تعبر المشيمة أو تفرز في حليب الثدي. الإرشادات الحالية للجمعية الأوروبية للأشعة البولية والتناسلية (ESUR) لم تعد توصي النساء المرضعات بوقف التغذية من الثدي بعد استخدام الجادولينيوم كوسط تباين.

أوساط التباين خارج الخلية يتم استخدامها وريدياً كأقراص دوائية أو ضخ نقطي (أنظر أيضاً تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي مقطع ١ , ١١) بجرعات مقدارها ١ , ٠-٣ , ٠ mmol/kg من وزن الجسم. جرعات أعلى تصل إلى ٥ , ٠ mmol/kg من وزن الجسم تم استخدامها تتابعياً في تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي. وبما أن معظم الجرعات المعدة تكون مجهزة كمحلول ٥ , ٠ molar، فإن الجرعة القياسية للاستخدام

لمرة واحدة تكون ٠,٢ ml/kg من وزن الجسم (ولكن فقط ٠,١ ml/kg من وزن الجسم للتركيبة ٠,١ molar). بعض الباحثين يوصون بجرعات أعلى قليلا للتصوير عند شدة مجال منخفضة (< ٠,٥ T) للحصول على تحسين تباين مشابه لنظيره في ماسحات الرنين المغناطيسي ذات المجالات العالية (1.5 T, 3.0 T).

من وجهة النظر العملية، من المهم أن نلاحظ أن توزيع نصف العمر لحوالي ٢,٥-٥ min يسمح بتصوير متأخر بعد استخدام الحقن الوريدي، وهذا يكون مفيداً لتقييم علم الأمراض خارج الأوعية (مثل الأورام، والأمراض) عندما تصل كمية كافية من وسط التباين إلى الفراغ خارج الوعاء.

لا يطبق هذا في الفحوصات التي يكون فيها التقييم المتقدم لطور وعائي أو شرياني ذو أهمية (مثل الدراسات الديناميكية للكبد، والغدة النخامية، والثدي، وأعضاء أخرى).

في حالات نادرة يكون التصوير باستخدام جرعة ثلاثية من وسط التباين (0.3 mmol Gd/kg من وزن الجسم)، والتي تكون عبارة عن جرعة أحادية يعقبها جرعة ثنائية في خلال ٣٠ دقيقة من الحقن الأول. لقد اتضح أن هذا النظام من الجرعات يحسن اكتشاف الإصابات الدماغية في حالات فردية. المكسب التشخيصي يكون ذا أهمية علاجية ، على الرغم من ذلك ، فقط في الحالات التي تؤدى إلى عواقب علاجية (مثال على ذلك، إصابات العمليات ، وعلاج تصلب الأنسجة). اختيار آخر لتحسين تأثير وسط التباين يكون ذا طريق التصوير بتباين نقل المغنطة magnetization transfer contrast (MTC) imaging (المقطع ٦ , ٣).

التأثيرات الجانبية التي من الممكن حدوثها بعد استخدام وسط تباين في الرنين المغناطيسي هي نفسها كما في حالة أوساط التباين اليودية غير المتأينة مع أن التفاعلات العكسية تكون أقل حدوثا بدرجة كبيرة لأن التصوير بالرنين المغناطيسي يتطلب جرعات قليلة من وسط التباين. تأثيرات جانبية بسيطة مثل الشعور بالحرارة، والصداع، والغثيان أو دوار البحر، وردود فعل شبه حساسية على الجلد والأغشية

المخاطية تحدث في ١-٢٪ من الحالات. بعض أوساط التباين يمكن أن تحدث ألماً موضعياً وردود فعل التهابية بما في ذلك موت موضعي للنسيج. المرضى الذين يعالجون من الربو أو أزمة أو لديهم تاريخ حساسية لوسط التباين يكونون في مخاطر عالية من ردود فعل للحساسية. حدوث صدمة بسبب وسط تباين رنين مغناطيسي يكون نادر الحدوث (حوالى ١:٥٠٠٠٠٠ من الحالات). هناك جدل حول سماحية مستحضرات الجادولينيوم البولية. حكايات نادرة عن تأثيرات سامة للجادولينيوم تم الإعلان عنها. عند استخدام أحجام قياسية، فإن مستحضرات الجادولينيوم تكون أقل سمية عن أوساط التباين لأشعة X ولكن هذه لم تعد الحال عند مقارنة كميات مطلقة من المواد (المولارية). كما في الحالات الأخرى من أوساط التباين، تحذير مهم يجب اعتباره عند استخدام جرعات عالية أو مع المرضى الذين يكونون في أوضاع أكثر خطورة لأن التخلص من وسط التباين يكون أبطأ بكثير في هذه الأحوال. في حالة المرضى الذين يكونون في الحالة المتأخرة من الفشل الكلوي فإن آثار الجادولينيوم غير النوعي يمكن إزالتها عن طريق تنقية الدم.

أوساط التباين خارج الخلية يمكن استخدامها كأقراص دوائية، بحيث يسمح باستخدامها في الدراسات الديناميكية بالاتصال مع تقنيات المسح السريع، مثلاً، في تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي المحسنة التباين وتصوير الكبد. الصور المأخوذة بعد حوالي ٣٠ ثانية من استخدام وسط التباين تظهر التشريح الشرياني. بعد دقيقة من استخدام وسط التباين يظهر النسيج الرئوي الإسفنجي (يطلق عليها طور الوريد البابي في تصوير الكبد). يمكن تقييم توزيع وسط التباين في الفضاء خارج الخلية بعد حوالي ثلاث دقائق. يمكن اكتساب بعض صور التحسين المتأخرة لتقييم ظاهرة التخلص المحددة من وسط التباين (مثلاً التخلص منه في عضلة القلب بعد حوالي ١٠- ٢٠ دقيقة ، المقطع ٨, ١١). في تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي المحسنة التباين، يمكن تقييم ديناميكية المرور الأول لوسط التباين الشرياني.

كونها محاليل معدنية ثقيلة، فإن العوامل المساعدة للتباين المعتمدة على الجادولينيوم تكون غير شفافة للراديو. على الرغم من ذلك، ونتيجة للتركيز المعدني القليل، فإن امتصاصهم للأشعة السينية يكون فقط حوالي ثلث أوساط التباين من محاليل اليود في الماء (والقيمة KV المثلى لها تكون مختلفة). العوامل المساعدة للتباين المعتمدة على الجادولينيوم يمكن استخدامها في التصوير بالراديو العادي مع المرضى الذين لديهم موانع من استخدام مركبات اليود (مثلاً أمراض نشاط الغدة الدرقية) ولكن فقط بعد وزن المزايا المتوقعة ضد الحمل الأسموزي للعامل، والشفافية المنخفضة للراديو، والخواص الصيدلية المختلفة بالإضافة إلى السعر المرتفع.

(٢, ٣, ١٢) العوامل المساعدة للتباين داخل الأوعية أو بركة الدماء

Intravascular or Blood Pool Contrast Agents

عوامل التباين داخل الأوعية أو بركة الدم هي عبارة عن مركبات ذات وزن جزيئي عالٍ وزمن مكوث داخل الأوعية أطول نتيجة حقيقة أنه لا يمكنها الانتشار من خلال جدران الشعيرات، أو على الأقل ببطء جداً، نتيجة حجمها الجزيئي. بعض عوامل التباين من نوع بركة الدماء يكون لها استرخائية جزيئية أعلى نتيجة أن طول السلاسل الجانبية في المرتبط تقلل من الحركة الجزيئية البراونيه Brownian، ولذلك تزيد إمكانية حصول الذرات المركزية على الماء. زمن المكوث داخل تجويف الوعاء ومن ثم نافذة التصوير تتغير مع تغير الوزن الجزيئي ومعدل التخلص من عامل التباين. ومع ذلك، فإنه عند قطع حاجز الشعيرات، فإنه يحدث تسرب لوسط تباين بركة الدماء إلى الفراغ خارج الخلية مما يوفر معلومات عن سماحية الجزء المريض أو القطع في غشاء الشعيرة (ورم، أو كدمة، أو نزيف، أو عدوى، أو تعرض لأشعة). في الفترة الأخيرة ، ظهر أن أوساط تباين بركة الدماء يمكنها اكتشاف النزيف المعوي الخفي أو تحديد وتشخيص

الأنسجة التي بها إعاقة في سماحية الشعيرات مثل الأورام. وفوق ذلك فإن أوساط تباين بركة الدماء بتركيزها الثابت تقريبا داخل الأوعية (حالة الاستقرار) يتوقع منها أن تحسن من قياس الضخ الكمي كذلك. تصوير الأوعية باستخدام أوساط تباين بركة الدماء ليست مقصورة على تقييم طور الشرايين. وعلى الرغم من ذلك، فإن الأوردة المتداخلة يمكن أن تعترض التشريح الوريدي.

يمكن تمييز عوامل التباين التالية على أساس الخواص الصيدلية الخاصة بكل منها:

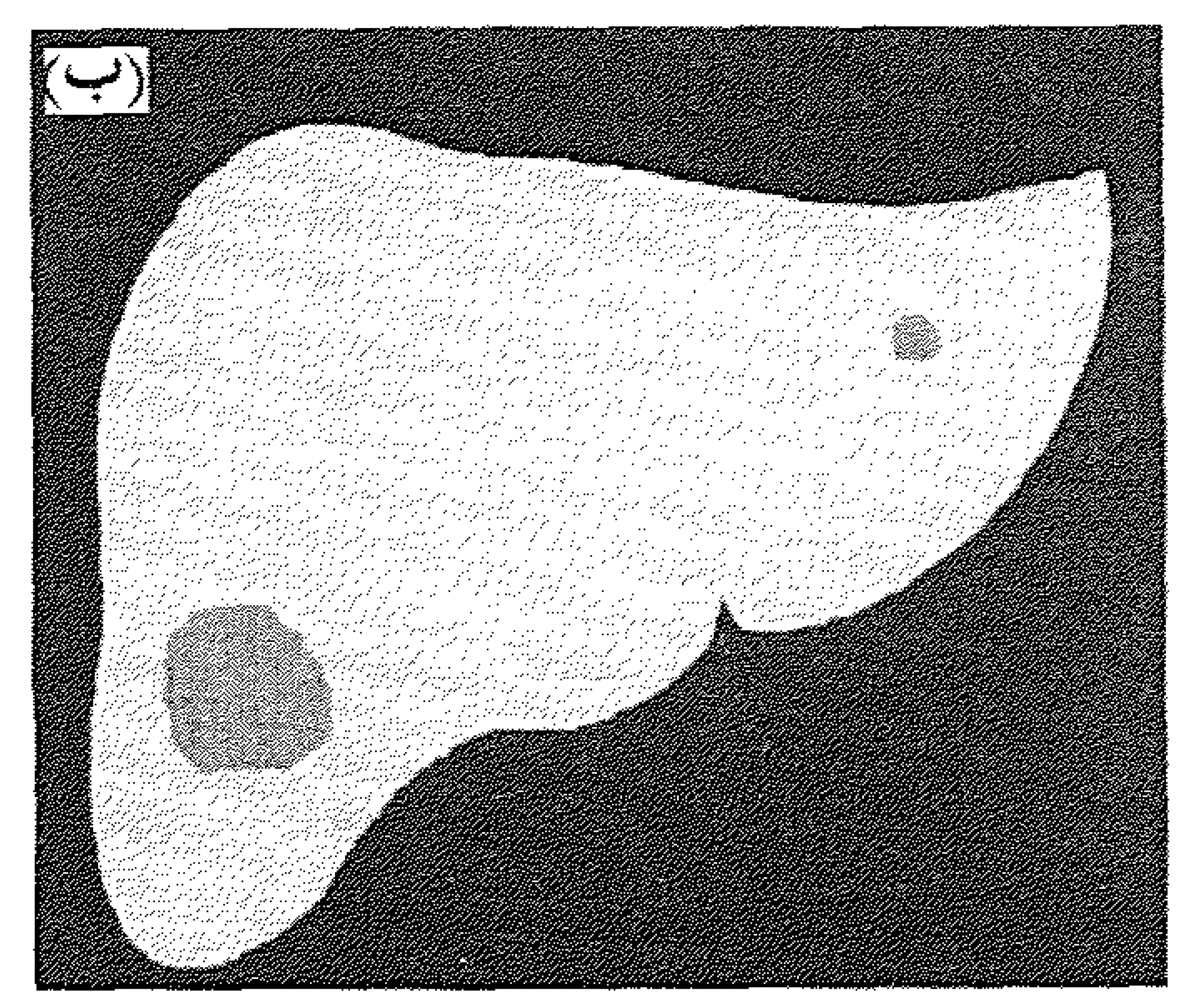
- الجادولينيوم أو أكسيد الحديد micells ، أو liposomes ، أو دقائق النانو (SPIO ، أو USPIO المقطع ٥ , ٣ , ١٢). هذه المستحضرات لها أزمنة دورية طويلة نتيجة طبيعتها الخاصة. معظم الجرعة المستخدمة تكون غير فعالة في النظام الغشائي reticuloendothelial system (RES). مستحضرات مختلفة من دقائق أكسيد الحديد بحجم النانو يتم تطويرها الآن. من هذه المستحضرات Sinerem*/Combidex* and Supravist*.
- العوامل الجزيئية الكبيرة macromolecular مثل الديكسترانات المعتمد على الجادولينيوم أو بولي ليسنات (gadomelitol=Vistarem®; Gd-DTPA cascade polymer=Gadomer-17) لمتخالبات الجادولينيوم الجزيئية الضخمة لها استرخائية عالية وميزة أنه يتم التخلص منها عن طريق الكليتين.
- مركبات الألبومابن المرتبطة بالجادولينيوم ذات الوزن الجزيئي المنخفض لها سلسلة جانبية محبة للدهون lipophilic (الشكل رقم ٥٢) التي تنشط الارتباط العكسي للبروتين البشري، ومن ثم تبطئ الانتشار إلى خارج الأوعية.

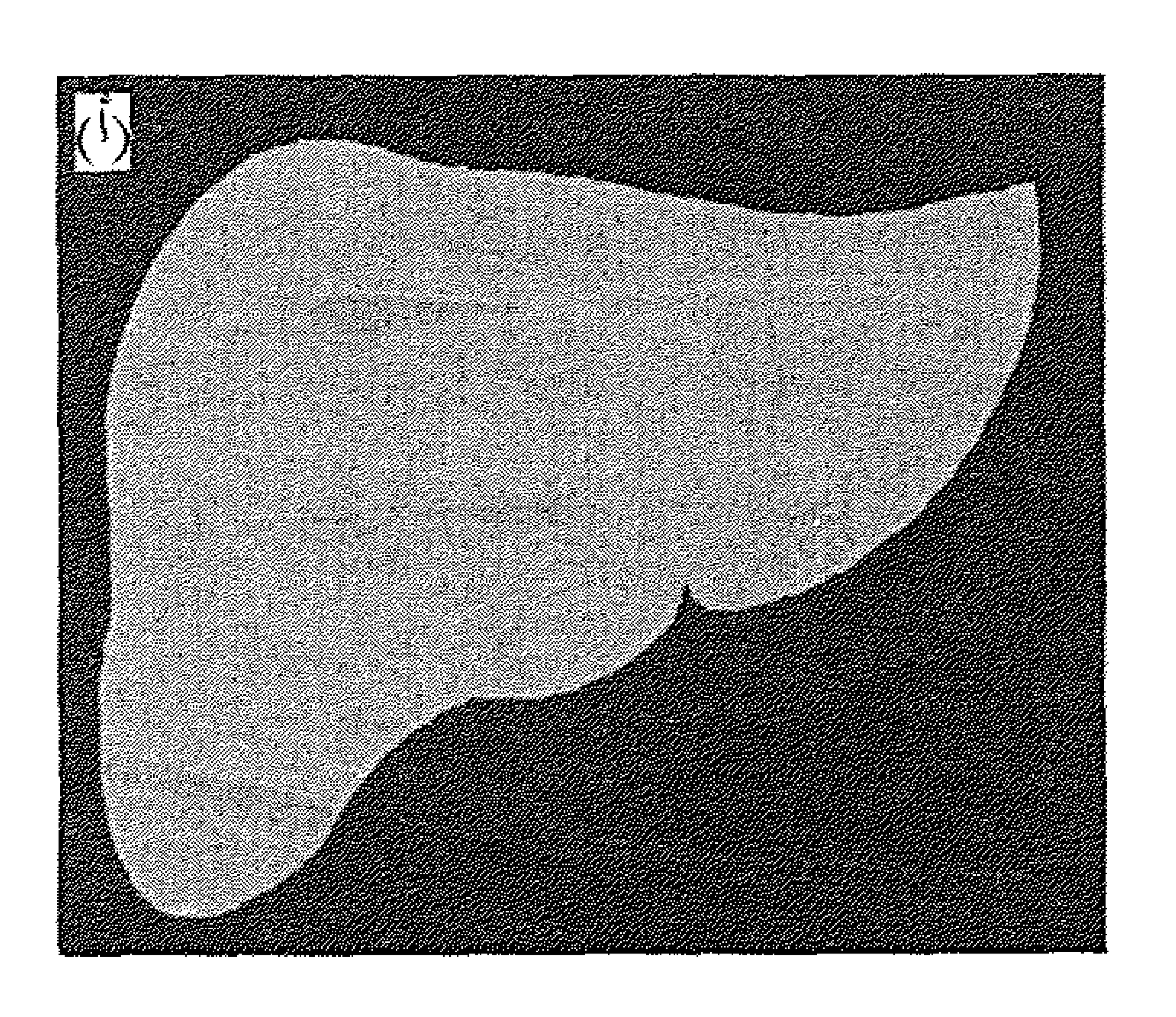
(٣, ٣, ١٢) عوامل التباين الخاصة بالكبد

Liver Specific Contrast Agents

عوامل التباين الخاصة بالكبد يتم استخدامها داخل الوريد وتتراكم داخل خلايا الكبد السليمة من خلال مستقبل للأيونات السالبة بواسطة الالتقام الخلوي endocytosis وليس في صورة محولة أخرى أو أي أنسجة غريبة عن الكبد (الشكل رقم ٥٤). هذه العوامل محبة للدهون جداً Gd(III) أو لمتراكبات Mn(II). طريق التخلص من هذه العوامل هو الطريق الصفراوي (الدوران داخل الكبد enterohepatic) والكلوي. وسط التباين الخاص بالكبد في الاستخدام العلاجي يكون Mn-DPDP (mangafodipir trispdium – Teslascan*0.01 mol/l solution – and 0.05 mol/l in the USA). هذا العامل يتراكم أيضاً في أعضاء أخرى مثل البنكرياس نتيجة انبعاث المنجنيز من المركب. يتراكم الـ Gd-BOPTA 0.5 mol/l (Multhance*) في النسيج الإسفنجي للرئة بعد ٣٠-٦٠ دقيقة بالتتابع لطور ابتدائي يكون بالأحرى أو على الأصح غير محدد. هذه المستحضرات تم اعتمادها لاكتشاف بؤر الكبد المريضة في بعض الأقطار. فقط ٢-٧٪ من العامل المستخدم يتم فرزه في العصارة الصفراء. إن حقيقة أن مستحضر وسط التباين يلعب دورين كعامل جادولينيوم غير محدد بالسعة التي تغير استرخائية البلازما نتيجة تركيزها المسيطر داخل الأوعية كنتيجة للارتباط العكسي للألبومناين وكوسط تباين خاص بالكبد في أطوار الكبد المتتالية يفتح مجالات جديدة للتطبيقات في تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي، تصوير مناطق المخ، وفي اكتشاف سرطان الثدي، وفي الأورام المنقولة للكبد. لـ Gd-EOB-DTPA (Primovist* 0.25 mol/l) أكبر معدل امتصاص نوعي مع حوالي ٥٠٪ تخلص كبدي صفراوي وتم اعتمادها مؤخرا لاكتشاف وتشخيص البؤر الكبدية المصابة في أوروبا. إنها تحسن أنسجة الكبد السليمة بعد الاستخدام بحوالي ١٠- ٢٠ دقيقة. المناطق المصابة التي لا تأخذ وسط التباين تظهر تبايناً سالباً وتظهر خطوطها الخارجية كمساحات

ذات شدة إشارة ضعيفة على العكس من الخلفية المضيئة من أنسجة خلايا الكبد الصحيحة في الصور الموزونة بالزمن الأول T1. فقط في حالة المرضى بعوائق في الصفراء لن يكون هناك أخذ أو استيعاب لوسط التباين في خلايا الكبد. بعيداً عن تحسين اكتشاف البؤر المريضة في الكبد، فإن هناك إمكانية لاستخدام Gd-EOB-DTPA في تصوير الـ MRCP، حيث يعطى تبايناً موجباً لقنوات الصفراء نتيجة التخلص منه عن طريق الصفراء. يوصى المصنع بمستحضر للتصوير الموحد للطور الديناميكي (أول مرور) والطور المتأخر للخلايا الكبدية على الرغم من أن هذا التطبيق يجب تحقيقه أكثر.

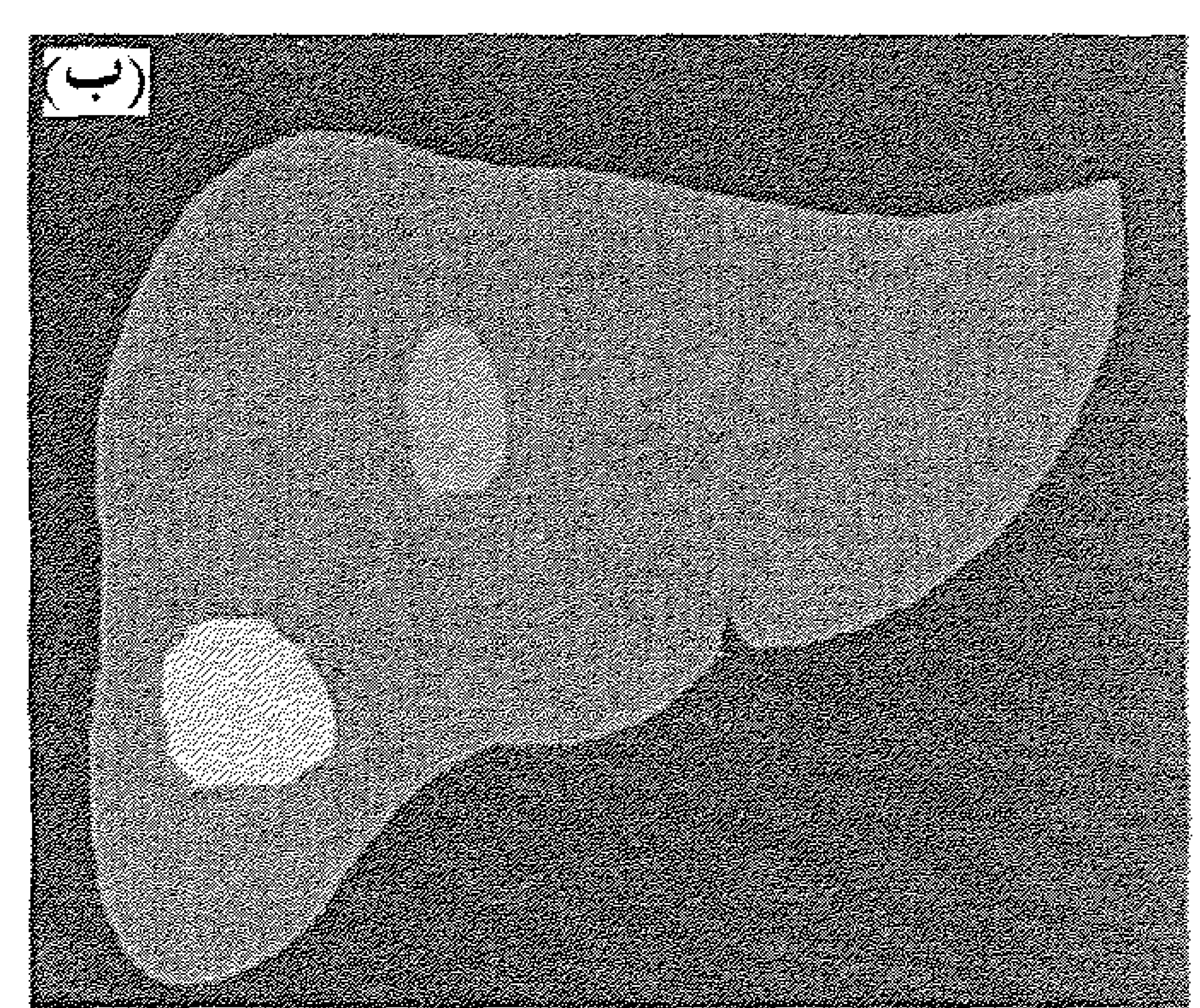


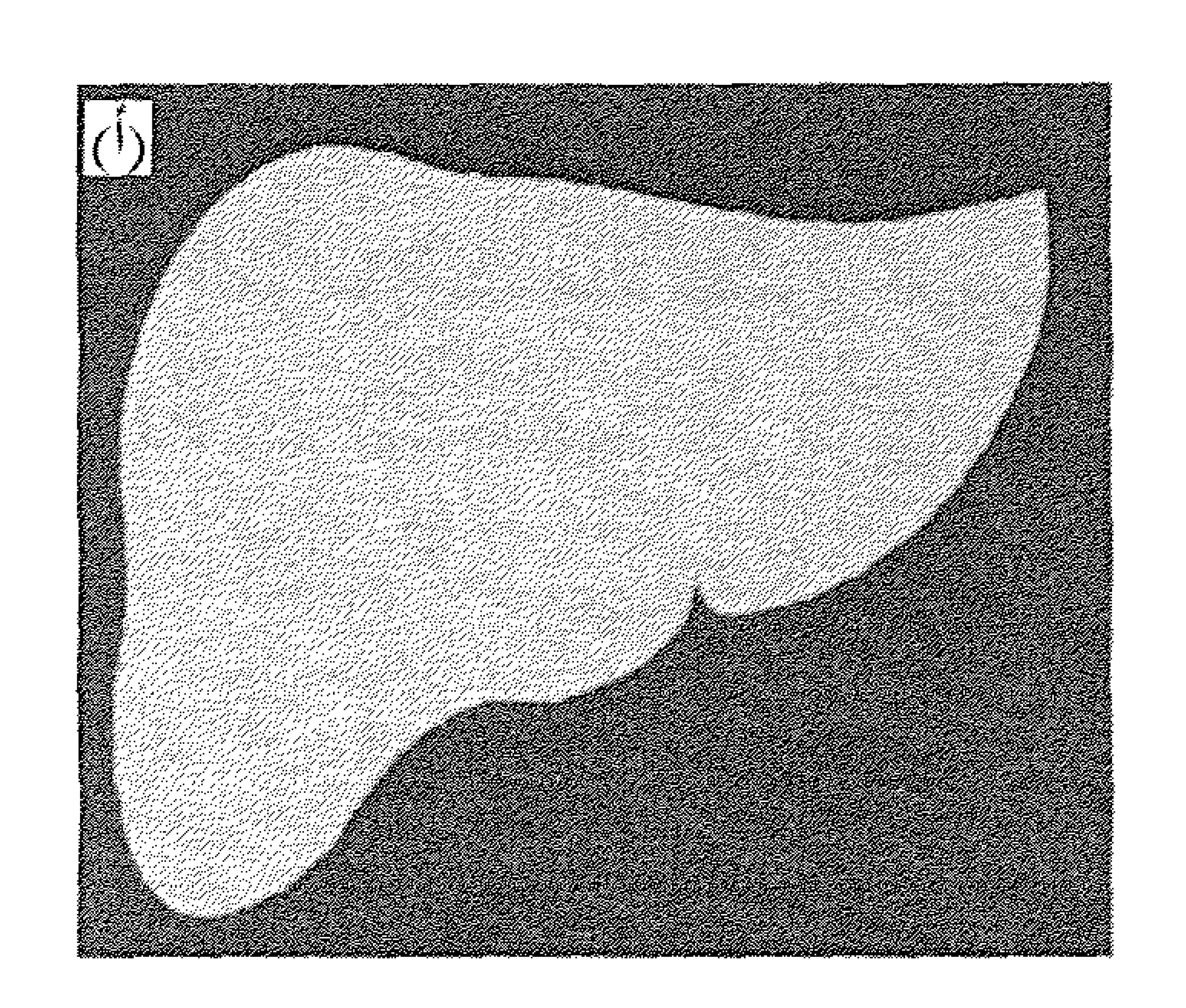


الشكل رقم (٥٤ أ، ب). رسم تخطيطي للكبد بدون (أ) ومع (ب) استخدام وسط تباين خاص بالكبد. أوساط تباين الكبد مثل **Gd–BOPTA**، Mn-DPDP و **Gd-EOB-DTPA** تنتج زيادة فى انتشار الـ **SI** في أنسجة الكبد الصحيحة في الصور الموزونة بالزمن الأول **T1** (ب) بالمقارنة بالصور غير المحسنة (أ). المناطق المصابة التي ليس بها خلايا كبد سليمة مثل الـ **metastases** تصبح مرئية كمساحات سالبة أو ذات إشارة ضعيفة. وهذا هو السبب في أن الصور المحسنة التباين تكون صور وظيفية. العوامل المساعدة للتباين الخاصة بالكبد تحسن ليس فقط اكتشاف المناطق المصابة في الكبد ولكن أيضا خواصها.

(١٢,٣,٤) عوامل تباين النظام الغشائي الشبكي RES Contrast Agents

العوامل المساعدة لتصوير الرنين المغناطيسي استهدفت النظام الغشائي الشبكي RES يتم استخدامها عن طريق الحقن الوريدي وتكون سائدة بالبكتريا بواسطة خلايا النظام الغشائي الشبكي RES، وخاصة خلايا كوفر Kupffer في الكبد، وإلى مدى أقل، في الطحال وفي نخاع العظام. العوامل المساعدة الخاصة بالنظام الغشائي الشبكي RES والمستخدمة علاجيا هي الـ ferumoxides (AMI-25/Endorem*/Feridex*) والـ ferucarbotran (SHU 555 A/Resovist). هذه العوامل ذات البارا مغناطيسية الفائقة تقصر الزمن الثاني T2 بدرجة كبيرة ومن ثم تقلل من SI لأنسجة الكبد السليمة مع النظام الغشائي الشبكي RES بينما الأنسجة المتورمة بدون النظام الغشائي الشبكي RES تكتسب إشارات مضيئة (الشكل رقم ٥٥). المعدل الذي يتراكم به وسط التباين في المنطقة المريضة يمكن إظهاره تشخيصيا لتحسين المواصفات المرضية لأن الأورام الحميدة، والـ FNH، أو الـ hemangioma يكون لها أيضاً أنشطة النظام الغشائي الشبكي RES. التباين المثالي يمكن الحصول عليه عند استخدام تتابع موزون بالزمن الثاني T2 كوسيط بأزمنة تكرار TR وأزمنة صدى TE أطول والتي يجب ألا تكون زائدة الطول، بمعنى التتابع الذي له تأثير قابلية عالٍ وبدون زمن أطول من اللازم. الزيادة في الإشارة من داخل الأوعية المصاحبة لتأثير قصر الزمن الأول T1 يمكن استخدامها تشخيصياً لتقييم الأوعية في مناطق الكبد مثل الأورام الحميدة hemangiomas.





الشكل رقم (٥٥ أ، ب): رسم تخطيطي للكبد بدون (أ) وباستخدام وسط تباين سالب للرنين المغناطيسي (SPIO) (ب) عوامل تباين الرنين المغناطيسي الموجهة لـ **RES** مثل **SPIO** تنتج انخفاضاً انتشارياً في خلايا نسيج الكبد الصحيحة **SI** في التتابعات الموزونة بالزمن الثاني **T2** قصير (ب) بالمقارنة بالصور غير المحسنة (أ). لذلك فإن المناطق الخالية من خلايا الكابفر **Kupffer** مثل الكبد المحول أو المنقول تظهر بكثافة إشارة عالية (ب المنطقة اللامعة). المناطق الحميدة في الغالب تظهر نشاط **RES** مخفض ولذلك فإنها تظهر أكثر لمعانا من نسيج الكبد الإسفنجي العادي ولكن أكثر إظلاما من الصور غير المحسنة (ب المنطقة الأكثر إظلاما). الصور المحسنة بال **SPIO** تعتبر صوراً وظيفية لأنها تعكس نشاط الـ **RES**. جزيئات الـ **SPIO** تحسن من اكتشاف مناطق الكبد وكذلك خواصها.

يتكون الـ Ferumoxides و ferucarbotran من دقائق النانو من أكسيد الحديد بأحجام جزيئية مختلفة والمغطاة بالديكستران dextran والكربوكسي ديكستران carboxydextran على التوالي. إنها تستخدم كأقراص أو حقن بجرعات 8-15umol Fe/kg من وزن الجسم. نافذة التصوير المثالية لإظهار تأثير الزمن T2* تكون حوالي من ١٥ دقيقة حتى ثماني ساعات بعد الاستخدام. هذه المركبات من أكسيد الحديد تظل مرئية في الكبد لمدة ٣- ٧ أيام. بعدها، يدخل الحديد دورة التمثيل الغذائي العادية في الجسم. تأثير جانبي نادر الحدوث والذي لم تتضح الآلية الخاصة به وهي آلام الظهر. بعض الأشياء الجانبية الأخرى والنادرة هي ردود الفعل التي تشبه الحساسية.

(١٢,٣,٥) عوامل التباين الخاصة بالعقد الليمفاوية

Lymph Node Specific Contrast Agents

إن أوساط التباين الخاصة بالعقد الليمفاوية تم استخدامها تجريبياً منذ زمن قريب. إنها عبارة عن دقائق نانو من أكسيد الحديد الفائق البارا مغناطيسية (AMI-227, ferumoxtran, Sinerem*/Combidex*) والتي يمكن استخدامها بطريقة غير مباشرة (تحت الجلد)، أو مباشرة (من خلال الغدد)، أو وريدياً. تستخدم أسماء أخرى للعوامل المساعدة لتصوير الرنين المغناطيسي للغدد وهي دقائق متناهية الصغر فائقة البارا مغناطيسية من أكسيد الحديد (USPIO) أو دقائق النانو من بلورات أكسيد الحديد الأحادية (MION). بعد الحقن الوريدي، فإن هذه العوامل تبقى في الدم من ٢٤- ٣٦ ساعة قبل أن تتراكم في الغدد والأوعية الليمفاوية. بما أنها تكون فاتكة للخلية phagocytosed عن طريق الـ macrophages ومن ثم تصل إلى تركيز عال، فإن لها تأثيراً واضحاً للتقصير في الزمن الثاني T2 والذي يقلل من إشارة الغدد الليمفاوية. العقد الليمفاوية غير المستقرة metastatic يمكن تميزها لأنها لا تأخذ وسط التباين. مستحضرات دقائق أكسيد الحديد بحجم النانو يتم تطويرها أيضاً كوسط تباين للأوعية (عوامل بركة الدماء).

(١٢,٣,٦) عوامل التباين الموجهة للورم

Tumor- Targeted Contrast Agents

العوامل المساعدة لتباين تصوير الرنين المغناطيسي والموجهة لخلايا الورم تكون عبارة عن مركبات مثل الفرفرينات porphyrins والذي يتراكم في الخلايا سريعة الانقسام. آلية فهم ذلك مازالت غير واضحة. هذه العوامل المساعدة يمكن استخدامها لاكتشاف الأورام الأولية والثانوية أو الأنسجة المتضخمة وتستخدم في نفس الوقت للتصوير الديناميكي للعلاج بالليزر (PDT). للأغراض العلاجية، فإن معدن الفرفرينات porphyrins المتراكم يتم تنشيطه لتدمير الأنسجة المتورمة المحيطة

عن طريق تطبيق شعاع ذي طاقة عالية. لسوء الحظ، فإن العوامل المساعدة لتباين الورم يكون لها سمية عالية ويتم بحثها حتى الآن في الحيوانات.

(٧, ٣, ١٢) عوامل أخرى واعدة لتباين الأنسجة

Other Emerging Tissue Specific Contrast Agents

لقد تم استنباط عدد من الإستراتيجيات المختلفة لاستهداف العوامل الخاصة بالأنسجة. لا تتضمن الأهداف المحتملة فقط مضادات الأنسجة أو موقع الإستضدادية في الجزيء epitopes ولكن أيضاً الخواص الوظيفية والجينية والتي تميز الأنسجة على المستوى الجزيئي. مثل هذه الأوساط التباينية الخاصة للرنين المغناطيسي تتكون من باعث إشارة مغناطيسية أو فائقة البارا مغناطيسية، فراغ الهيكل (الحيز)، ونظام الاستهداف (النسخة الفريدة للجسم المضاد، أغطية من سكريات متعددة polysaccharide، موقع تنسيق الإنزيمات). بعد التصاق العامل مع الهدف فإن الإنزيمات تطلق سراح مواقع الربط أو تغير من استرخائيتها، وذلك يمكن رؤيته على الصورة (تنشيط). آلية مشابهة تعتمد على تحديد تجلط الدم عن طريق مركب ربط بروتين الفايبرين fibrin التجريبي، EPIX 2104 R. هناك اتجاه آخر واعد وهو أن يستهدف عامل التباين مستقبلات الفولات folate. تحدد أوساط التباين هذه الحالات المرضية بهذه المستقبلات مثل المناطق التي بها حالات سرطان مبتدئ أو الأغشية المخاطية. لسوء الحظ فإن التطبيق العملي لهذه العوامل مازال محدوداً بناء على حقيقة أن كميات معقولة من هذه العوامل تكون مطلوبة للحصول على تأثير معقول في التصوير بالرنين المغناطيسي.

هناك آليات استهداف أبسط مثل وضع العامل في التمثيل الغذائي للدهون يتم استخدامها لتحديد البقع (التجمعات) الشريانية atherosclerotic plaques. أحد هذه العوامل، هو مشتق الجادولينيم جادوفلورين، والذي يحسن من شدة الإشارة للألواح التي لها محتويات دهنية أعلى.

لقد أوضحت العديد من الدراسات أن دقائق أكسيد الحديد بحجم النانو (USPIO)، والتي تم شرحها مسبقا للاستخدام كمعاملات بركة دماء والعقد الليمفاوية، يتم أخذها عن طريق الخلايا الملتهبة (macrophages or histiocytes, lymphocytes) ولذلك يمكن استخدامها لما يسمى التصوير الالتهابي (باستخدام التتابعات الموزونة بالزمن الأول T1 والزمن الثاني T2). هناك مجالات واعدة لتطبيق هذه الطرق وهي التحديد المبكر لرفض الأعضاء المزروعة، والاستخدام العملي للتجمعات الشريانية atherosclerotic plaques، والتمييز بين الالتهاب الكلوي الكبيبي glomerulonephritis الحاد والمزمن، وتمييز الأنشطة الالتهابية في بعض أنواع الأنسجة المتصلبة، والروماتيزم أو التهاب المفاصل. في كل هذه الأحوال، فإن الخلايا الملتقمة الداخلية endocytic يمكن تمييزها عن طريق التغيرات في الإشارة الخاصة بها.

في المتابعة العلاجية للخلايا الجزعية، فإن تصنيف الخلايا أو تمييزها باستخدام الـ USPIO تم استخدامه فعلاً بنجاح.

(٨, ٣, ١٢) الغازات فائقة القطبية Hyperpolarized Gases

يعتمد استخدام الغازات فائقة القطبية كعوامل تباين في التصوير بالرنين المغناطيسي على قطبية المغازل النووية. الإثارة بالليزر للغازات الخاملة تعتبر طريقة إنتاج عالية. الغازات المستخدمة لهذا الغرض في التصوير الطبي هي الهيليوم3- helium-3 و الزينون129- xenon-129، والتي يمكن استخدامها لتقييم التنفس الرئوي أو أي هياكل مجوفة أخرى مثل القناة الهضمية والجيوب الأنفيه. ويمكن رؤية تأثيرات الغازات فائقة القطبية باستخدام تتابعات نبضية خاصة مع ترددات رنين مضبوطة وخطوات مهمة أخرى وذلك لأجل الحصول على نسبة إشارة لضوضاء SNR عالية. هذه التتابعات المثالية تعطي صوراً تشخيصية لأعضاء مثل الرئتين، والتي يكون من الصعب الحصول عليها بالرنين المغناطيسي. تعقيدات الأجهزة المطلوبة تعتبر هي السبب حتى الآن وراء إعاقة الاستخدام الموسع لهذه التقنيات.

(٩, ٣, ١٢) عوامل تباين الرنين المغناطيسي التي تؤخذ بالفم

Oral MR Contrast Agents

إن عوامل التباين المأخوذة عن طريق الفم تسهل تميز الفراغ الفسيولوجي من الأنسجة المحيطة وفي نفس الوقت تحسن من الانتفاخ في فراغ البطن. في الوضع العلاجي أو السريري، فإن هذه الآلية تستخدم بطريقة مباشرة في التصوير المفصلي بالرنين المغناطيسي وفي تحديد القناة الهضمية. في التصوير المفصلي بالرنين المغناطيسي فإن محلولاً مخففاً من عامل معتمد على الـ Gd (Artirem* 0.0025 mol/l, Magnevist* 2.0 with 0.002 mol/l) يتم حقنه مباشرة في الفراغ الفاصل. ولذلك يتم التحديد الدقيق للسائل الكبسولي الداخلي intracapsular من الأنسجة المحيطة عن طريق إشارته عالية الشدة في الصور الموزونة بالزمن الأول T1 والفراغ الموصل يتم توسيعه بدرجة ملحوظة.

كما يتم في حالة العوامل المستخدمة في التصوير المسحي بالحاسب، فإن أوساط التباين لتصوير القناة الهضمية بالرنين المغناطيسي يمكن استخدامها عن طريق الفم أو الشرج. بالإضافة لذلك، فإن بيوتيل اسكوبولامين (Buscopan) butyl scopolamine* أو جلايكاجون glucagon يتم إعطاؤه وريدياً لتقليل المشاكل الحركية. يتم التمييز بين العوامل التي تختلط بمحتويات الأمعاء والعوامل التي لا تختلط كعوامل سالبة وموجبة (الجدول رقم ٨).

الجدول رقم (٨). أمثلة لأنواع مختلفة من عوامل التباين للتصور بالرنين المغناطيسي للقناة الهضمية.

	Miscible contrast agents	Nonmiscible contrast agents
Positive contrast agents (SI increase)	Gd-DTPA (Magnevist* enteral) $MnCl_2$ = Lumenhance* Ferric ammonium citrate (Ferriselz*)	Fats Vegetable oils
Negative contrast agents (SI decrease)	Ferumoxsil (Lumirem*/ Gastromark*) Barium sulfate Alumina	Perfluorocarbons CO_2

تضم أوساط التباين الموجبة الذائبة في الماء المركب Gd(III) غير المحدد وكذلك محاليل الحديد والمنجنيز. محاليل الحديد والمنجنيز تعاني من الامتصاص الجزئي. عند تعامل القناة الهضمية لـ Gd-DTPA (Mangnevist* enteral)، فإن الجادولينيوم يتم عزله بالمانيتول mannitol لأنه يكون أقل استقراراً إلى حد بعيد جداً في الوسط الحمضي. يزيد العازل من أسموزية القناة الهضمية مما ينتج عنه بذلك انتفاخ نتيجة تدفق دخول الماء مما قد يسبب إسهالاً. تمت دراسة الـ Gd-DOTA راسخ الحمضية في فحوصات تجريبية بدون إضافة عازل. بعض العصائر الغنية بأيونات معدنية مثل عصير التوت تزيد أيضاً من الإشارة في تجويف القناة الهضمية.

يتكون وسط التباين السالب للقناة الهضمية ferumoxsil (Lumirem)* من دقائق أكسيد الحديد فائق البارا مغناطيسية بحجم النانو والمغطاة بالسيلكون مع الكثير من المكونات الإضافية ويتم استخدامه كمعلق. الآثار الجانبية مرة أخرى تشتمل على الإسهال. تستخدم عوامل التباين هذه أساساً لقمع أو إخماد الإشارة من القناة الهضمية في الـ MRCP وللمساعدة في فصل حلقات الأمعاء من الهياكل المحيطة.

إن كبريتات الباريوم والألومينا تنقص الإشارة عن طريق إحلال الماء ومن ثم بروتونات الماء. عند استخدام جرعات عالية، فإن التأثيرات المقوية للمعلق من الممكن أن تسبب امتصاصاً. يسبب البيرفلوروكربون perfluorocarbons (مثل بروميد بيرفلوروأوكتيل perfluorooctyl bromide) أيضاً نقصاً في الإشارة عن طريق تقليل كثافة البروتونات الموضعية ولكنها أهملت نتيجة تكلفتها العالية.

غالبا يكون الماء هو أقل وسط تباين للرنين المغناطيسي في التكلفة والتي تؤخذ عن طريق الفم والتي تستخدم لتحديد الفراغ الهضمي. إن له إشارة ضعيفة في الصور الموزونة بالزمن الأول T1 وإشارة عالية في الصور الموزونة بالزمن الثاني T2. ويمكن تحسين انتفاخ الفراغ عن طريق خلط مكونات أو مواد جيلاتينية (هلامية) تزيد من الضغط الأسموزي (mannitol, PEG مانيتول).

(٤ , ١٢) التطلعات أو وجهة النظر Outlook

إن تطوير أوساط تباين جديدة للتصوير بالرنين المغناطيسي يعتبر مطلبا ملحاً من كل شركات الصيدلة والتي عليها تطوير هذه العوامل والمعاونين لهم في مجال طب الأشعة لأن عليهم مهمة إثبات الأهمية العلاجية من ناحية تحسين تباين الصورة وجودتها. من وجهة النظر العلاجية، فإن الكفاءة التشخيصية العالية لأنظمة أو طرق التصوير الحديثة يتوقع لها أن تؤدي إلى مميزات علاجية، في الحقيقة، من الصعب الحصول عليها أو تحقيقها في هذا الوسط التكنولوجي الحديث. أوساط التباين الحديثة يجب أن تربط ما بين أعلى دقة علاجية مع التكلفة المناسبة، والسماحية الجيدة، والتعامل السهل في الأوضاع السريرية أو أماكن العلاج. هذه هي التحديات التي تواجه مطوري أوساط تباين الرنين المغناطيسي الجدد.

الجدول رقم (٩). نظرة عامة على أوساط تباين الرنين المغناطيسى المستخدمة سريرياً وخواصها الأكثر أهمية.

اسم المنتج	المكونات النشطة	تركيز المركب	العنصر	الدلالة	الاسترخائية في الماء عند 1.0 T	الأسموزية osm/kg H_2O	استقرار الديناميكية عند pH7	مكونات إضافية في التركيب	ملاحظات
Artirem®	Same as Dotarem	Gd-DOTA 0.0025 mol/l	Gd^{3+}	Arthrography	See Dotarem	250-320			Dilute form of Dotarem®
Dotarem®	Gadoterate meglumine	Gd-DOTA 0.5 mol/l	Gd^{3+}	CNS, whole body, angiography	R1=3.4 R2=4.3	1350	$10^{18.8}$ $10^{25.8}$ (pH 9-10)		*Unspecific* water-soluble CM
Endorem® = Feridex™	Ferumoxides	11.2 mg Fe/ml	FeO	Focal liver lesions	R1=40 R2=160	340		Citric acid, mannitol	*Liver*: RES-specific CM dose: 0.075 ml/kg bw=15 µmol Fe/kg bw as infusion particle diameter: 160 nm contraindicated in hemosiderosis
Gadovist®	Gadobutrol	Gd-BT-DO3A 1.0 mol/l	Gd^{3+}	Perfusion, CNS, angiography	R1=3.6 R2=5.3	1603	$10^{15.6}$	Na-Ca butrol	*Unspecific* water-soluble CM double concentration: 50% reduction of volume or injection rate

تابع الجدول رقم (٩).

اسم المنتج	المكونات النشطة	تركيز المركب	العنصر	الدلالة	الاسترخائية في الماء عند 1.0 T	الأسموزية osm/kg H_2O	استقرار الديناميكية عند pH7	مكونات إضافية في التركيب	ملاحظات
Lumen-hance®	Manga-nese chloride tetrahy-drate	$MnCl_2$	Mn^{2+}	Gastrointes-tinal tract				Glycine, polygalac-turonic acid, sodium acetate, sodium benzoate, sodium bicarbonate, sugar, xanthane rubber, strawberry flavor	Positive *oral* MR CM lyophilisate 40 µg Mn^{2+}/ml dose: 900 ml with 36 mg Mn^{2+} oral absorption (negligible amount of free Mn) approved in the US
Lumirem® = Gastro-mark™	Ferum-oxsil	FeO 0.175 mg Fe/ml	FeO	Gastrointes-tinal tract oral, rectal		250		E110, E216, E218, ammonium glycyr-rhizinate, sorbitol, saccharin Na, carbox-ymethyl cellulose	Negative *oral* MR CM 300 – 900 ml administered orally or rectally
Magne-vist®	Gadopen-tetate dimeglu-mine	Gd-DTPA 0.5 mol/l	Gd^{3+}	CNS, whole body, angi-ography	R1=3.4 R2=3.8	1940	$10^{17.7}$	0.2% dimeglumine-DTPA	*Unspecific* water-soluble CM
Magne-vist® 2 mmol/l	Same as Magnevist	Gd-DTPA 0.002 mol/l	Gd^{3+}	Arthrogra-phy		290			Lower concentration
Multi-hance®	Gado-benate dimeglu-mine	Gd-BOPTA 0.5 mol/l	Gd^{3+}	Liver, CNS	R1=4.39 R1=9.7 (blood) R2=6.2	1970	10^{22} (pH 9-10)		*Liver*: hepatocyte-specific low *albumin binding* release of benzyl alcohol

تابع الجدول رقم (٩).

اسم المنتج	المكونات النشطة	تركيز المركب	العنصر	الدلالة	الاسترخائية في الماء عند 1.0 T	الأسموزية osm/kg H_2O	استقرار الديناميكية عند pH7	مكونات إضافية في التركيب	ملاحظات
Omni-scan®	Gadodia mide	Gd-DTPA-BMA 0.5 mol/l	Gd^{3+}	CNS, whole body, angi-ography	R1=3.9 R2=5.1	790	$10^{14.9}$	5% CaNa-DTPA-BMA	*Unspecific* water-soluble CM
Optimark®	Gadover-setamide	Gd-DTPA-BMEA 0.5 mol/l	Gd^{3+}	CNS, liver		1110		0.05 mol/l calcium versetamide sodium, $CaCl_2$	*Unspecific* water-soluble CM approved for single-dose ad-ministration only (USA)
Primovist®	Gadoxe-tate diso-dium	Gd-EOB-DTPA 0.25 mol/l	Gd^{3+}	Liver	R1=4.7, R2=5.1 (1.5T, water) R1=7.4 (blood plasma)	690		Caloxetic acid, triso-dium, trometamol	*Liver*: hepatocyte-specific 11% protein binding dose: 0.1 ml/kg bw caution in liver insufficiency
Prohance®	Gadoteri-dol	Gd-HP-DO3A 0.5 mol/l	Gd^{3+}	CNS, whole body, angi-ography	R1=3.7 R2=4.8 (0.47T)	630	$10^{17.1}$	0.1% Ca-HP-DO3A	*Unspecific* water-soluble CM
Resovist®	Ferucar-botran	28 mg Fe/ml	FeO	Focal liver lesions	R1=25.4 R2=151	333		Lactic acid, manni-tol, NaOH	*Liver*: RES-specific CM dose: 0.9 ml (<60 kg), 1.4 ml (>60 kg) as a bolus particle diameter: 60 nm

تابع الجدول رقم (٩).

اسم المنتج	المكونات النشطة	تركيز المركب	العنصر	الدلالة	الاسترخائية في الماء عند 1.0 T	الأسموزية osm/kg H_2O	استقرار الديناميكية عند pH7	مكونات إضافية في التركيب	ملاحظات
Sinerem® = Combidex™	Ferumoxtran	210 mg Fe/g lyophilisate	FeO	(Lymph node staging)	R1=25 R2= 80-85 (0.47T)				*Lymph nodes* blood pool agent dose: 2.6 mg Fe/kg=45 µmol Fe/kg bw expected approval: 2007
Supravist®			FeO	Angiography, blood pool	R1=15.4 R2=42.9				***Blood pool agent*** expected approval: 2008
Teslascan®	Mangafodipir trisodium	Mn-DPDP 0.01 mol/l (0.05 mol/l in the US)	Mn^{2+}	Liver	R1=2.3 R2=4.0	290		Vitamin C, NaCl	*Liver*: hepatocyte-specific CM manganese release and metabolism dose: 0.5 ml/kg bw=5 µmol/kg
Vasovist®	Gadofosvesete trisodium		Gd^{3+}	Angiography	R1=19 R2=37 (blood, 1.5T) R1=5.2 R2=5.9 (1.5T)				*Albumin binding* High protein binding expected approval in EU: 2006 (MS-325)

References المراجع

1- Bellin M-F, Webb JAW, Der Molen AJ, Thomsen HS, Morcos SK (2005): Safety of MR liver specific contrast media. Eur Radiol 15:1607–1614

2- Dawson P, Cosgrove DO, Grainger RG (eds) (1999) Textbook of Contrast Media. ISIS Medical Media, Oxford

3- Earls JP, Bluemke DA (1999) New MR imaging contrast agents. Magn Reson Imaging Clin North Am 7:255

4- Kirchin MA, Runge VM (2003): Contrast agents for magnetic resonance imaging: safety update. Top Magn Reson Imaging 14:403–425

5- Reimer P, Vosshenrich R (2004): Contrast agents in MRI. Substance, effects, pharmacology and validity. Radiologe 44: 273–283

6- Rohrer M, Bauer H, Mintorovitch J, Requardt M, Weinmann H-J (2005): Comparison of magnetic properties of MRI contrast media solutions at different magnetic field strengths. Investigative Radiology 40:715-724

7- Runge VM (2000) Safety of approved MR contrast media for intravenous injection. J Magn Reson Imag 2:205

8- Saeed M, Wendland MF, Higgins CB (1998) Blood pool MR contrast agents for cardiovascular imaging. J Magn Reson Imaging 12:890-898

9- Semelka RC, Helmberger TK (2001) Contrast agents for MR imaging of the liver. Radiology 218:27

10- Taupitz M, Schmitz S, Hamm B (2003): Superparamagnetic iron oxide particles: current state and future development. RÖFO 175:752–765

11- Webb JAW, Thomsen HS, Morcos SK (2005) The use of iodinated and gadolinium contrast media during pregnancy and lactation. Eur Radiol 15:1234–1240

الفصل الثالث عشر

تشويش أو زيغ الرنين المغناطيسي
MR Artifacts

(١٣,١) التشويش الناجم عن الحركة والجريان (أو التدفق) (ظل أو شبح الصورة)
Motion and Flow Artifacts (Ghosting)

إن تتابعات الرنين المغناطيسي الكلاسيكي بطيئة، وعادة نحتاج لعدة دقائق للحصول على صورة موزونة بالزمن الأول T1 باستخدام تتابع الصدى المغزلي SE. ولذا نجد أن صور الرنين المغناطيسي تتأثر بشدة عالية بأي نوع من أنواع الحركة. هناك نوعان من التشويش الحركي شائع الحدوث في صور الرنين المغناطيسي المعتاد:

- تشويش ناجم عن التنفس وحركة الأمعاء الحوية ونبضات القلب (هذا ما يدعى بالتشويش الحركي التنفسي أو القلبي المنشأ).
- تشويش ناجم عن جريان أو تدفق الدم النبضي ضمن الأوعية الدموية وجريان أو دوران السائل الدماغي الشوكي (هذا ما يدعى بالتشويش الحركي التدفقي أو الجريان المنشأ).

مشاكل الحركة Motion Artifacts

المشاكل الحركية الناتجة عن التنفس، ونبضات القلب، والحركات المعوية، تعتبر ظاهرة شائعة في تصوير الرنين المغناطيسي العادي وحدوثها كان يؤخذ كحجة في الماضي ضد التصوير البطني. المشاكل الحركية تشوه صورة الرنين المغناطيسي على هيئة ضباب

أو أشباح تضاف للصورة. الأشباح التي تنشأ نتيجة الحركات القلبية والتنفسية يمكن رؤيتها في صور الرنين المغناطيسي للصدر في صورة ضوضاء خلال القلب والمنطقة الوسطى (المنتصف) mediastinum في اتجاه تشفير الطور.

طرق عديدة تم اكتشافها للتخلص من هذه المشاكل:

- يمكن تقليل تأثيرات الحركة التنفسية عن طريق خوارزميات تم تطويرها خصيصاً لذلك (الاستعاضة التنفسية). أبسط صورها هو في اكتساب الصورة أثناء انقضاء التنفس (البوابة التنفسية، بالمقابلة مع البوابة القلبية). هناك تقنيات أكثر تعقيدا تجمع الإشارات خلال كل الدورة التنفسية، ويتم ترتيب الاكتساب بحيث تكون البيانات التي لها أعلى جودة أثناء انتهاء التنفس هي التي تملأ مركز الفراغ **k** حيث تكون مشاركتها لتباين الصورة أعلى ما يمكن.

- استخدام تتابعات صدى الانحدار GRE سريعة للتصوير أثناء وقف التنفس. كبديل يمكن اكتساب تتابع من الشرائح أثناء توقف متكرر للتنفس. التصوير بتوقف التنفس يعطى نتائج أفضل من استخدام الخوارزميات التعويضية ولكنه يحتاج لوقت أطول وينفذ فقط مع المرضى الذين يمكنهم المعاونة في ذلك.

- الحركة القلبية يمكن التغلب عليها عن طريق توفيق عملية اكتساب الصورة مع طور معين في الدورة القلبية (البوابة القلبية). يتم ذلك عن طريق تسجيل المخطط الكهربي للقلب ECG في نفس الوقت، فمثلاً، يمكن بدء نبضة إثارة الراديو RF مع الموجة R في المخطط الكهربي للقلب ECG. في هذه الحالة، يكون زمن التكرار TR من الطول مثل عدة فترات R-R.

- المشاكل الحركية الناتجة عن الحركة المعوية يمكن تقليلها باستخدام عامل مهدئ spasmolytic مثل بيتوتيل سكوبلامين (بوسكوبان) (butyle scopolamine (Buscopan).

- التصوير المتوازي (الفصل العاشر) يقلل أيضاً من المشاكل المتسببة عن الحركة القلبية أو التنفسية أو المعوية.

- تقنية الملاح أو المستكشف يمكن استخدامها كبديل عن التصوير بتوقف التنفس. هذه التقنية تحد من مشاكل الحركة التنفسية ويمكن لذلك استخدامها لتصوير القلب أثناء تنفس المريض بحرية.

- مشاكل نبضات الـ CSF تعتبر من الظواهر الخاصة. تعتبر هذه مناطق داخلية intradural ذات شدة إشارة منخفضة والتي يمكن رؤيتها بوضوح في صور الصدى المغزلي SE والصدى المغزلي السريع FSE الموزونة بالزمن الثاني T2. مشاكل نبضات الـ CSF يمكن منعها أو التخلص منها عن طريق استخدام تتابعات الصدى الانحداري GRE.

مشاكل التدفق Flow Artifacts

المشاكل المتعلقة بالتدفق تكون نتيجة تدفق الدم وأيضاً تدفق الـ CSF وتحدث في اتجاه تشفير الطور. هذه المشاكل تكون نتيجة أن المغازل التي تتحرك في اتجاه انحدار المجال المغناطيسي (اختيار الشريحة، أو تشفير الطور، أو انحدار التشفير الترددي) تتعرض لإزاحة طور (انظر أيضاً تصوير الأوعية بتباين الطور، المقطع ١ , ١ , ١١). كنتيجة لذلك، فإن أي عضو يتحرك في فترة أخذ عينة الطور يتم إعطاؤه قيمة خاطئة للطور ويصور في مكان مختلف على الصورة. مشاكل التدفق تظهر: أشباحاً، بمعنى هياكل لم تكن موجودة في الحقيقة، مثل وعاء دموي يظهر أكثر من مرة في اتجاه تشفير الطور.

الطرق التالية متاحة لمنع أو تقليل مشاكل التدفق:

- تعويض التدفق أو لحظة تصفير الانحدار gradient moment nulling (GMN). يتم استخدام نبضة انحدار خاصة يتم تطبيقها قبل قراءة الإشارة للتعويض عن تغير الطور الحادث مقدماً.
- التشبع المسبق. يتم ذلك عن طريق تشبيع الدم في أحد جانبي شريحة التصوير مباشرة قبل الاكتساب الحقيقي للبيانات. الدم المشبع لا ينتج عنه أي مشاكل لأنه لا يعطى إشارة عندما يدخل في مستوى المسح.
- تبديل محوري تشفير التردد والطور يمكن أن يخدم في إزالة أي مشكلة قد تحدث فقط في اتجاه تشفير الطور من منطقة الاهتمام في الجسم.

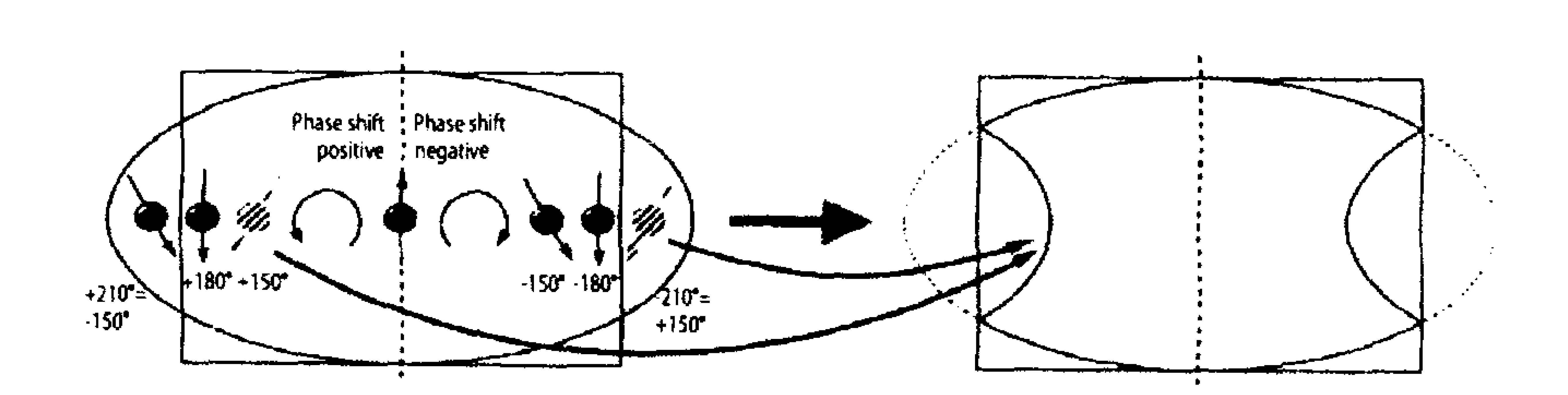
ملاحظة أخرى على التشبع المسبق: إن ظاهرة التشبع كما شرحت في الفصل الثالث و المقطع ١ , ١ , ١١ يمكن استغلالها لإخماد مركبات نسيجية معينة عن طريق الإثارة المتكررة على فترات زمنية قصيرة. النسيج المثار بهذه الطريقة لا يبعث أي إشارة في القياسات التالية لأن المغازل لا يكون لديها الوقت للعودة للسكون بين الإثارات. تستخدم هذه التقنية في تصوير الأوعية بزمن الطيران لإخماد الإشارة من الدم الداخل للشريحة من اتجاه واحد بينما يستمر الدم الداخل من الاتجاهات الأخرى في إعطاء إشارة. بهذه الطريقة يمكن للشخص أن يظهر اختيارياً إما الأوردة وإما الشرايين.

(١٣ , ٢) التفاف الطور Phase Wrapping

مشكلة خطيرة أخرى في تصوير الرنين المغناطيسي العلاجي وهي التفاف الطور (تسمى أيضاً مشكلة التفاف الطور أو طيها)، والتي تحدث نتيجة أخطاء في تشفير الطور. مشكلة الالتفاف تحدث عندما تكون أبعاد الجسم أو الهدف تزيد عن مجال النظر

المحدد. هذه الأجزاء تلتف ويتم وضعها في غير مكانها في الجانب الآخر من الصورة (الشكل رقم ٥٦).

عند تحديد مجال رؤية FOV معين، فإن ماسح الرنين المغناطيسي يفترض أن كل إزاحات الطور الممكنة من - ١٨٠ درجة حتى + ١٨٠ درجة كلها تقع في مجال الرؤية. تحدث المشاكل عندما يمتد تشريح الهدف خارج مجال الرؤية في اتجاه تشفير الطور. في هذه الحالة فإن الأجزاء التي في خارج مجال الرؤية يتم إعطاؤها زاوية طور فوق +١٨٠ درجة أو تحت - ١٨٠ درجة. الزاوية + ١٩٠ درجة مثلاً، تقابل الزاوية - ١٧٠ درجة. الأهداف التي لها هذه الزوايا يتم إعطاؤها نفس التشفير المكاني ولذلك فإنها تظهر فوق الأهداف الأخرى في صورة الرنين المغناطيسي. الهياكل التي تمتد إلى ما بعد الحد الأيمن ستلتف وتوضع عند الحد الأيسر للصورة والعكس صحيح.



الشكل رقم (٥٦). التفاف الطور. الهياكل التي تقع خارج مجال الرؤية المحدد والتي تأخذ نفس زاوية الطور مثل الهياكل التي بداخل مجال الرؤية يتم وضعها على الأخرى.

هناك عدة خيارات متاحة للتغلب على مشكلة الالتفاف:

يمكن تحديد مجال رؤية كبير يحتوي كل المناطق التشريحية المهمة. إن هذا سيلغي التفاف الطور ولكنه سيكون على حساب التحديد المكاني.

يمكن استبدال اتجاهات تشفير التردد والطور لأن ظاهرة الالتفاف ليست موجودة

في اتجاه تشفير التردد (لأن الترددات العميقة من أحد الاتجاهات يمكن تميزها بسهولة من الترددات العالية من الاتجاه الآخر). فمثلاً، عند تصوير الصدر أو التجويف، فإن الانحدارات يتم تطبيقها بحيث يكون البعد الأقصر للمريض موجها في اتجاه تشفير الطور.

خوارزميات خاصة ("منع التفاف الطور"، "قمع الالتفاف"، "ضد الالتفاف") تمنع التفاف الطور بأخذ عينات زائدة oversampling في الفراغ **k**: يتم تكبير مجال الرؤية بحيث لا يكون هناك أي أجزاء تشريحية مهمة ممتدة خارجه. هذه البيانات الزائدة التي تم تجميعها يتم تجاهلها أثناء تكوين الصورة. لاحظ، على الرغم من ذلك أن خيارات منع التفاف الطور لا يمكن تضمينها مع بعض تقنيات التصوير الخاصة الأخرى.

يمكن ترتيب الملفات السطحية بطريقة تجعل الهياكل التي ربما تلتف إلى الجانب الآخر تقع خارج مدى الحساسية لملفات الاستقبال وبهذه الطريقة لا تظهر في الصورة.

يعتبر التشبع المسبق (المقطع ٣,٥) اختياراً آخر لقمع الإشارات من المناطق التي تقع خارج مجال الرؤية المحدد.

(١٣,٣) الإزاحة الكيميائية Chemical Shift

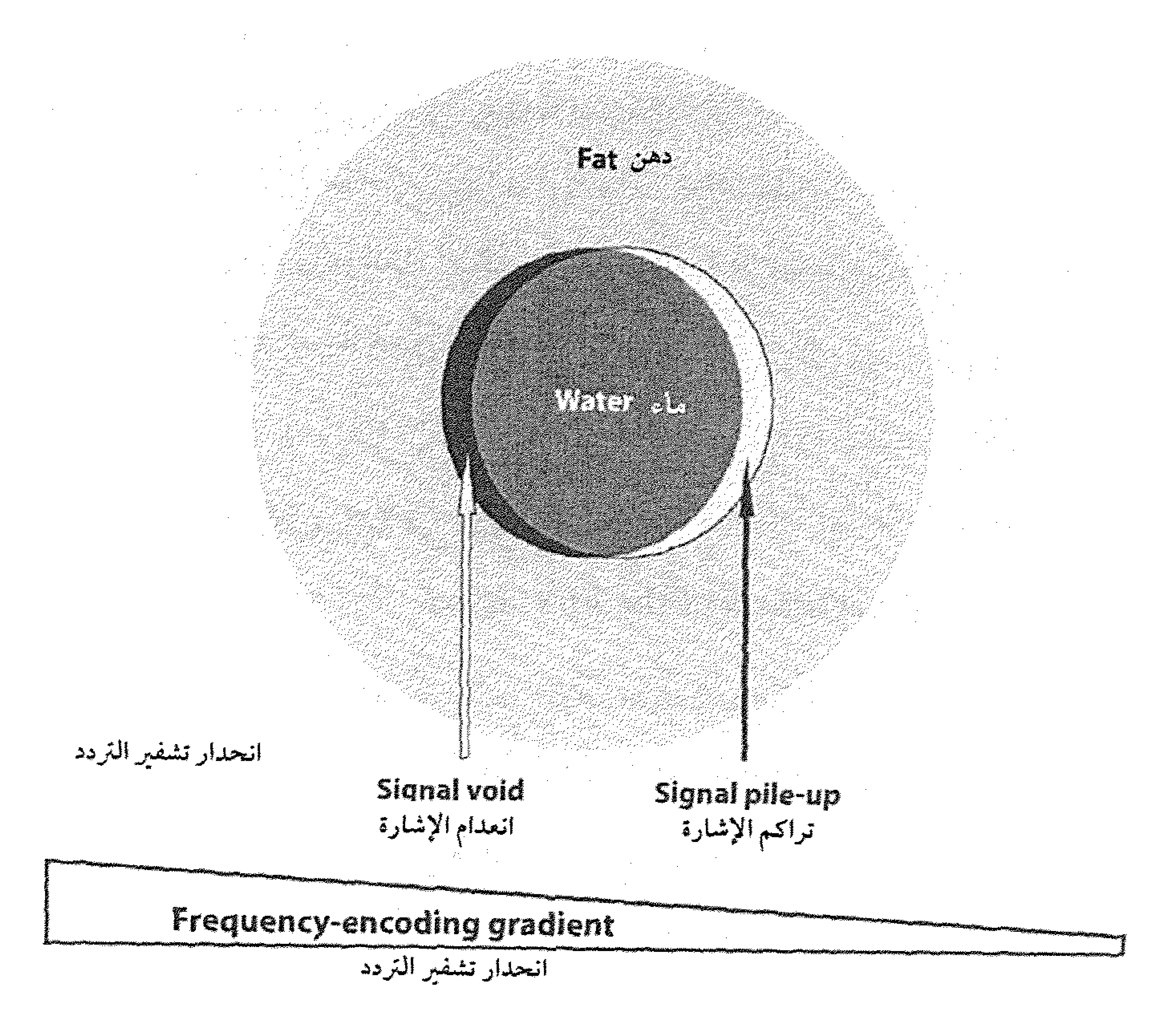
إن مفهوم الإزاحة الكيميائية كما تقدم في الفصل التاسع يصف حقيقة أن التردد الرنيني للبروتونات يتغير مع الوسط الجزيئي لها. في ماسحات الرنين المغناطيسي التي لها شدة مجال 1.0 T أو أكثر يمكن استغلال هذه الظاهرة للتفريق بين المناطق التي تحتوي والتي لا تحتوي على مركبات دهنية. بالإضافة لذلك، فإن تأثيرات الإزاحة الكيميائية يمكن استخدامها للإخماد الاختياري للإشارة من الدهون.

على الجانب الآخر، فإن ظاهرة الإزاحة الكيميائية تُعطى مشاكل متكررة الحدوث في تصوير الرنين المغناطيسي الطبي. تحدث مشاكل الإزاحة الكيميائية هذه على أساس آليتين: التسجيل المكاني الخاطئ بين الدهون والماء أو السيلكون والماء (مشاكل إزاحة كيميائية من النوع الأول) وإلغاء الإشارة عند المواجهة أو السطح الفاصل بين الدهون والماء (مشاكل إزاحة كيميائية من النوع الثاني).

مشاكل الإزاحة الكيميائية من النوع الأول

Chemical Shift Artifacts of the First Kind

مشاكل الإزاحة الكيميائية من النوع الأول تحدث عندما نجد بروتونات بترددات سبق مختلفة (دهون، ماء، وسيلكون) في مكان مختلف عن المفروض أن تكون موجودة فيه حقيقة خلال محور تشفير التردد. يحدث ذلك من حقيقة أن الإشارات من الدهون والماء أو الإشارات من السليكون والماء يتم وضعها في أماكن خاطئة في اتجاه تشفير التردد. في التصوير الطبي، تحدث مشاكل الإزاحة الكيميائية من النوع الأول عند المواقع التي يتجاور فيها الماء والدهون أو المواقع التي تكون فيها الدهون محاطة بالماء. التوقيع الخاطئ للإزاحة الكيميائية يظهر في صورة شريط داكن (إشارة عالية) على جانب التردد المنخفض (تجمع إشارات) (الشكل رقم ٥٧). أشرطة الإشارة اللامعة يمكن رؤيتها عند ظهور بروتونات بترددات رنينية مختلفة كما لو كانت محورية في نفس وحدة الحجم. مشاكل الإزاحة الكيميائية من النوع الأول تحدث مع كل التتابعات النبضية ويعتمد حجمها على عرض مجال المستقبل وشدة المجال المغناطيسي المستخدم. يمكن تقليلها عن طريق زيادة عرض مجال المستقبل. ومع ذلك، فكما رأينا في الفصل الخامس، فإن كبر عرض المجال سيقلل من نسبة الإشارة للضوضاء SNR. كبديل، فإن مشاكل الإزاحة الكيميائية من النوع الأول يمكن تقليلها عن طريق تبديل محاور تشفير التردد والطور أو استخدام تقنية من تقنيات إخماد الدهون.



الشكل رقم (٥٧). مشاكل الإزاحة الكيميائية عند السطح الفاصل بين الماء والدهون. توقيع مكاني خاطئ للدهون بالنسبة لإشارة الماء في اتجاه التشفير الترددي ينتج عنه شريط داكن (انعدام إشارة) على أحد الجوانب وشريط لامع (تراكم إشارة) على الجانب الآخر. اقرأ النص لأي تفاصيل أخرى.

مشاكل الإزاحة الكيميائية من النوع الثاني

Chemical Shift Artifacts of the Second Kind

مشاكل الإزاحة الكيميائية من النوع الثاني تكون محصورةً لتصوير صدى الانحدار GRE. الظهور الخاص بها يكون في صورة إطار أسود (انعدام إشارة) عند الحد الفاصل بين الدهون والماء. هذه المشاكل يمكن رؤيتها، مثلاً، عند الحد الفاصل

بين الدهون الكلوية والخلايا الكلوية. إنها تنتج من تأثيرات إلغاء الطور عند اكتساب صور لصدى الانحدار GRE بينما تكون الدهون والماء متعاكسة الطور. يمكن تجنب الإزاحة الكيميائية من النوع الثاني عن طريق استخدام تتابعات الصدى المغزلي SE ويمكن تقليلها في صور صدى الانحدار GRE عن طريق اكتساب البيانات للدهون والماء في نفس الطور.

(٤ , ١٣) القابلية المغناطيسية Magnetic Susceptibility

تعتبر القابلية المغناطيسية خاصية مهمة لكل المواد بما في ذلك الأنسجة الحيوية. إنها تعني قابلية أي مادة لأن تصبح ممغنطة في وجود مجال مغناطيسي خارجي.

تمتلك المعادن قابلية مغناطيسية عالية. هذه الخاصية تصبح مهمة في تصوير الرنين المغناطيسي الطبي عند تصوير مرضى بهم أجسام معدنية غريبة أو مزروعة. هذه المواد يمكن أن تؤدي إلى انعدام الإشارة أو/ و تشويه الصورة عند حدود هذه الأجسام مع الأنسجة التي يكون لها قابلية مغناطيسية مختلفة. هذه الظاهرة يطلق عليها مشكلة القابلية. تحدث مشاكل القابلية الأقل وضوحاً عند الحدود الفاصلة بين الأنسجة (مثلاً بين العظام والعضلات) أو الحد الفاصل بين العظام والهواء. الحد الفاصل بين التجويف الأنفي وقاعدة الجمجمة هو مساحة تشريحية خاصة تكون عرضة لمشاكل القابلية. والمواد الأخرى التي قد تسبب مشاكل القابلية هي التراكم الموضعي لهيدروكسي أباتايت الكالسيوم، وتراكم متخالب الجادولينيوم أو جزيئات أكسيد الحديد.

عموماً، إن مشاكل القابلية مع جميع التتابعات النبضية تكون أقل ما يمكن في صور الصدى المغزلي SE لأن نبضة الراديو RF التي طورها ١٨٠ درجة تصحح من تأثير الزمن T2* كما أن تتابعات الصدى المغزلي SE نفسها تكون غير حساسة بدرجة معقولة لعدم التجانس في المجال الثابت. وعلى الجانب الآخر، فإن التأثيرات الظاهرة للقابلية في صور صدى الانحدار GRE يمكن استغلالها للأغراض التشخيصية، مثل

تحديد النزيف البسيط والتكلس. في تصوير الرنين المغناطيسي العلاجي، تقليل مشاكل القابلية يكون مهماً خاصة عند تصوير مناطق الجسم التي تحتوي على زراعات عظمية. هناك إستراتيجيات عديدة موجودة لتقليل مشاكل القابلية من المعادن المزروعة: استخدام تتابعات الصدى المغزلي SE والصدى المغزلي السريع FSE بدلا من تتابعات صدى الانحدار GRE، وتبديل محاور تشفير الطور والتردد، التصوير بعرض مجال أوسع، ضبط المحاور الطولية للمعدن المزروع مع محاور المجال المغناطيسي الأساسية، واستخدام الـ ST1R بدلاً من تقنيات التردد الاختياري لإخماد الدهون.

(١٣, ٥) مشاكل القطع Truncation Artifacts

تسمى مشاكل القطع التطويق أيضاً ringing وجيبس Gibb's أو مشاكل التسرب الطيفي وتظهر كنتيجة لاستخدام محول فورير لتكوين صورة الرنين المغناطيسي. إنها تظهر كخطوط مستقيمة أو شبه دائرية متوازية مجاورة تماماً لحدود التباين الفاصلة مثل الحدود بين العضلات والدهون أو بين الـ CSF والعمود الفقري. هذه المشاكل تكون أساساً في تصوير العمود الفقري، حيث يمكنها أن تشابه أو تقلد التوسع في العمود. حيث إن مشاكل القطع تنتج من التقطيع غير المناسب للترددات المكانية العالية، فإن هذه المشاكل يمكن تقليلها عن طريق زيادة المصفوفة في اتجاه تشفير الطور.

(١٣, ٦) الزاوية السحرية Magic Angle

إن مشكلة الزاوية السحرية تؤثر أساساً في الهياكل ذات الألياف المتوازية مثل الأوتار والأربطة. هذه الهياكل تتميز بشدة إشارة ضعيفة في معظم التتابعات لأن لها زمن ثاني T2 قصير. يمكن زيادة إشارتها وتقلد أو تشابه مرضاً إذا كان المحور الأساسي للمجال المغناطيسي في اتجاه ٥٥ درجة بالنسبة للألياف.

(١٣,٧) التيارات الدوامية Eddy Currents

تتولد التيارات الدوامية عند تشغيل ووقف الانحدارات بسرعة. هذه التيارات يمكن حدوثها في المريض، وفي الكابلات أو الأسلاك حول المريض، أو في المغناطيس نفسه. تظهر التيارات الدوامية عن طريق المغناطيس كهبوط في الإشارة في مجال الصورة. هذه المشاكل يمكن تقليلها عن طريق مثالية نبضات تتابعات الانحدار.

(١٣,٨) مشاكل الحجم الجزئي Partial Volume Artifacts

تحدث مشاكل الحجم الجزئي عندما يكون التحديد المكاني محدوداً. ويتم أخذ متوسط شدة الإشارة للأنسجة المختلفة والهياكل الموجودة في نفس وحدة الحجم. من الممكن أن ينتج عن ذلك إشارة متوسطة عند الحدود الفاصلة بين الأنسجة التي لها شدة إشارات عالية ومنخفضة. مخاطر مشاكل الحجم الجزئي يمكن تقليلها عن طريق زيادة عدد الشرائح المكتسبة في الاتجاه Z.

(١٣,٩) إخماد الدهون غير المتجانس Inhomogeneous Fat Suppression

في وجود مجال مغناطيسي متجانس، فإن الإخماد المنتظم للدهون (التشبع) يمكن تحقيقه عن طريق تطبيق نبضة الراديو RF يكون لها التردد الرنيني لبروتونات الدهون. على الرغم من ذلك، فإنه في التصوير العلاجي، يكون ذلك نادر الإمكانية لأن بروتونات الدهون تكون موجودة عند ترددات مختلفة نتيجة عدم التجانس الموضعي للمجال، والذي قد ينتج من القرب الشديد للمريض من المغناطيس. وعلى ذلك، فإن إخماد الدهون يكون غير متجانس لأن نبضة الراديو RF التي تم تطبيقها لإخماد الدهون لا يمكن أن تطابق الترددات المختلفة لبروتونات الدهون.

عندما يكون من المحتمل وجود عدم تجانس معقول في المجال المغناطيسي، مثلاً، في المرضى الذين لديهم أجسام معدنية غريبة، فإنه يجب اعتبار استخدام تتابع STIR لإخماد الدهون لأنه من المحتمل أن يؤدي إلى نتائج أفضل في مثل هذه الحالات بالمقارنة بتقنيات التشبع المسبق الممزوجة مع تتابعات الصدى المغزلي SE و الصدى المغزلي السريع FSE أو صدى الانحدار GRE.

(١٣, ١٠) مشاكل المنزلق Zipper Artifacts

تشبه مشكلة المنزلق خطاً من البكسلات التي تتردد بين اللون الغامق والفاتح يمتد خلال الصورة في اتجاه تشفير الطور أو التردد. مشاكل المنزلق في اتجاه تشفير الطور تنتج من ضوضاء في ترددات الراديو. هذه الضوضاء من الممكن أن تنشأ من مصدر خارجي قد يصل إلى المستقبل، مثلاً، نتيجة عدم الإغلاق التام لباب حجرة الماسح. سبب آخر هو انبعاث RF من جهاز مراقبة التخدير مثل قياس الأوكسيجين النبضي المستخدم في حجرة المسح. مشاكل المنزلق في اتجاه تشفير التردد تكون عادة نتيجة الاختيار غير التام لإطار الشريحة أو الإرسال غير المضبوط لنبضات الراديو RF.

(١٣, ١١) مشاكل الخطوط المتشابكة أو عظمة السمكة

Crisscross or Herringbone Artifacts

إن مشاكل الخطوط المتشابكة أو عظمة السمكة تحدث نتيجة خطأ في معالجة البيانات أو تكوين الصورة. إنها تتميز بشريط مائل يمكن رؤيته خلال الصورة كلها. هذه المشاكل يمكن التخلص منها عادة عن طريق إعادة تكوين الصورة مرة أخرى.

References المراجع

1- Peh WC, Chan JH (2001). Artifacts in musculoskeletal magnetic resonance imaging: identification and correction. Skeletal Radiol 30:179–191

2- Wood ML, Henkelmann WR (1999) Artifacts. In: Stark DD, Bradley WG (eds) Magnetic Resonance Imaging, 3rd edn. Mosby, St. Louis, p 215

الفصل الرابع عشر

تصوير الرنين المغناطيسي الإكلينيكي ذو المجال العالي
High Field Clinical MR Imaging

لقد حدثت تطورات مثيرة وملحوظة في تصوير الرنين المغناطيسي الطبي في السنوات الأخيرة. تتراوح شدة المجال المغناطيسي المستخدمة في التصوير الطبي الإكلينيكي العادي من ٢, ٠ حتى ٥, ١ T. على مدى السنين الأخيرة، أصبح من الشائع استخدام المجالات ذات الشدة العالية في هذه الأنظمة، وخاصة في مراكز البحث. وفي نفس الوقت، إزداد أيضاً الاهتمام بالتصوير الطبي باستخدام شدة مجال 3T. إن البيانات المتاحة توحي بأن المجالات المغناطيسية فوق 2T ليس لها أي أضرار على المرضى. أقصى شدة مجال معتمدة من هيئة الدواء والطعام الأمريكية FDA للتطبيقات الإكلينيكية العادية هي 4T. تتركز الاهتمامات السريرية الحالية على الماسحات ذات الشدة 3T على الرغم من أنه من المؤكد إمكانية استخدام مجالات ذات شدة أعلى لفحص المرضى في المستقبل. وفي إطار الدراسات العلمية، فإنه بالفعل قد تم استخدام ماسحات رنين مغناطيسي تعمل عند 7T على الأنسان.

لا تختلف ماكينات التصوير ذات الشدة 3T المتاحة تجارياً هذه الأيام عن نظيرتها ذات الشدة 1.5T من حيث التركيب. كل هذه الماسحات مثلها مثل أنظمة تصوير الرنين المغناطيسي التي تعمل عند شدة مجال 1.5T أو حتى الأقل شدة.

من أقوى الحجج التي تفضل الانتقال إلى المجالات ذات الشدة العالية هي الزيادة في نسبة الإشارة للضوضاء SNR والتي تزيد تقريباً مع زيادة شدة المجال.

نظرياً، فإن نسبة الإشارة للضوضاء SNR تتضاعف عند شدة المجال 3T بالمقارنة عند الشدة ٥ , T١. التحسن في نسبة الإشارة للضوضاء SNR التي يتم الحصول عليها في الماسحات ذات المجال العالي يمكن استخدامها لتحسين التباين المكاني أو تقليل زمن التصوير. إن التباين المكاني المحسن والذي من الممكن أن يسمح بتقييم تشريحي أفضل لا يعرض حتى الآن بطريقة كافية فى حال التصوير بالرنين المغناطيسي. على الجانب الآخر، فإن قصر زمن المسح سيسمح لأنظمة مسح الرنين المغناطيسي بأن تعمل بطريقة أكثر اقتصادية حيث يمكن فحص مرضى أكثر. في النهاية، فإن التصوير عند شدة مجال 3T أو حتى أعلى ستؤدى بقوة لتحسين التطبيقات الأكثر تطوراً أو الأكثر تعقيداً للتصوير بالرنين المغناطيسي مثل التصوير الوظيفي (التصوير الطيفي spectroscopy أو التصوير بالرش وغير ذلك).

الخلاصة هي أن تصوير الرنين المغناطيسي بالمجالات العالية له مميزاته وعيوبه التي يجب أن يكون المستخدم على دراية بها عندما ينتقل إلى مثل هذه التقنية الجديدة.

(١ , ١٤) تباين الأنسجة Tissue Contrast

إن شدة المجال العالية تغير من أزمنة التراخي T1 و T2 للأنسجة البيولوجية. الزمن الأول T1 يكون في العادة أطول عند شدة المجال 3T بالمقارنة بالشدة 1.5T بينما يكون الزمن الثاني T2 أقصر. إن ذلك يعني أنه لابد من ضبط أزمنة التكرار TRs وأزمنة الصدى TEs لتتابعات النبضات المختلفة عند الرغبة في استخدامها في الماسحات ذات الشدة 3T. بالنسبة لتتابعات صدى المغازل وتتابعات صدى المغازل السريع، فإنه يكون هناك حاجة لزمن تكرار TR أطول عند الشدة 3T للحصول على تباين مماثل كما في حال الشدة 1.5 T. على العكس من ذلك، فإن زمن الصدى TE يجب أن يكون إلى حد ما أقصر من أجل تعويض الطول في أزمنة التراخي T1 عند شدة المجال 3T.

(١٤,٢) القابلية المغناطيسية Magnetic Susceptibility

إن تأثيرات القابلية (المقطع ٤ ,١٣) تزداد طردياً مع شدة مجال المغناطيس. كنتيجة لذلك، فإن تشويه الصورة من الممكن أن يزداد مما يقلل من جودة الصورة بالذات عند استخدام تتابعات انحدار الصدى GRE. وعلى العكس من ذلك، فإن تأثيرات القابلية الأقوى من الممكن أن تكون لها مميزات ذات علاقة بتقنيات أخرى للرنين المغناطيسي مثل التصوير بالرش (المقطع ٢ ,١١) حيث تشارك في تباين الصورة.

(١٤,٣) الإزاحة الكيميائية Chemical Shift

تزداد الإزاحة الكيميائية بالهرتز Hz طردياً مع شدة المجال المغناطيسي. إن الإزاحة الكيميائية الأكبر تكون لها مميزات في التصوير الطيفي حيث تكون خطوط الطيف أكثر انتشاراً أو اتساعاً. إن هذا يحسن التباين الطيفي وتمييز القمم الخاصة بالماء والدهون، مما يؤدى بدوره إلى ضبط أفضل لنبضة الاختيار الترددي RF لإخماد الدهون. ويمكن تنفيذ التصوير الطيفي بالرنين المغناطيسي عند شدة مجال 3T بأحجام مسح أصغر، ومن ثم تقليل التلوث أو الإفساد للطيف القادم من خارج مساحة الاهتمام.

(١٤,٤) امتصاص ترددات الراديو Radiofrequency (RF) Absorption

إن كمية الطاقة التي يتم امتصاصها في الجسم عن طريق مجال ترددات الراديو RF تتناسب طردياً مع مربع شدة هذا المجال ولذلك تكون مؤثرة بدرجة كبيرة للماسحات ذات المجالات العالية الشدة. لذلك يمكن الوصول لحد التشبع لامتصاص الطاقة في الجسم (أساساً تكون في صورة حرارة) بسهولة، والذى يحدد بمعدل الامتصاص النوعي specific absorption rate(SAR). إن هذا سيحد من أزمنة المسح التي تكون معقولة نظريا في الماسحات ذات المجال العالي حيث لابد من إبطاء تتابع النبضات

الممكنة لمنع السخونة الزائدة. هذه القيود يجب أن توضع نصب أعيننا عند استخدام تتابعات مكيفة بدقة للشدة 1.5 T مع الماسحات ذات الشدة 3T. بالتحديد، فإن أربع مرات من طاقة ترددات الراديو RF يجب تطبيقها لكل وحدة زمنية للحصول على نفس زاوية الانقلاب عند الشدة 3T مثل عند الشدة 1.5T. إن أي تتابع له عرض نبضة ومقدار نبضة محددان بدقة بحيث تكون الطاقة الممتصة تماما تحت حد التشبع معدل الامتصاص النوعي SAR عند الشدة 1.5T ستتخطى الحد الأعلى عند الشدة 3T. إن هذا سيقيد من استخدام التتابعات التي لها حدود تشبع معدل الامتصاص النوعي SAR عالية مثل تتابعات الصدى المغزلي SE و الصدى المغزلي السريع FSE.

هناك إستراتيجيات مختلفة متاحة لتقليل حد التشبع الكلي لمعدل الامتصاص النوعي SAR. طريقة واعدة هي باستخدام تتابع من زوايا إنقلاب مختلفة (variable flip angle (VFA، والتي تختلف في كل من حجمها والتباعد الزمني بينها. هذه الطريقة VFA تكون مصحوبة بتعرض أقل للطاقة لأن الفترة القصيرة بين نبضتي التركيز تقلل من الزمن الكلي للمسح بينما تبقى إشارة الرنين المغناطيسي الناتجة كما هي. وتقنية أخرى واعدة هي التصوير المتوازي (الفصل العاشر)، والتي تقلل طاقة ترددات الراديو RF الممتصة عن طريق تطبيق نبضات تركيز أقل لكل تتابع صدى بينما يتم الحفاظ على زمن الصدى ثابتاً.

الفصل الخامس عشر

التأثيرات البيولوجية والأمان
Bioeffects and Safety

إن المجال المغناطيسي الأستاتيكي لماسح الرنين المغناطيسي من الممكن أن يكون قوياً جداً حيث تتراوح شدة المجال ما بين ٥ , ١ T حتى ٤ T (١٥٠٠٠ حتى ٤٠٠٠٠٠ جاوس). مثل هذه المجالات القوية تحمل أخطارا لكل من المرضى والعاملين. وتظهر تلك الخطورة الشديدة من المواد الفرّومغناطيسية والتي قد تتحول إلى أسلحة خطيرة عند اقترابها من هذا المغناطيس.

معظم التركيبات (الزراعات) الحيوية المستخدمة هذه الأيام يمكن مسحها بأمان عند شدة مجال تصل إلى 4T. المكونات المعدنية المستخدمة في الكثير من التركيبات المزروعة يمكنها أن تؤدي إلى مشاكل فى صورة الرنين المغناطيسي ولكن المعادن المستخدمة هذه الأيام تكون غير مغناطيسية وفي الغالب لا تكون هناك حاجة لخلعها أو إزاحتها عند تعريضها لمجال مغناطيسي لماسح رنين مغناطيسي طبي. إن هذا يسري بالخصوص على معظم تركيبات (مزروعات) العظام (بما في ذلك جراحات وترقيعات الفخذ) والتي مع معظم زراعات الجراحات العصبية مثل التحويلات، والصارفات، والأنابيب، والشرائح، كلها لم تعد تمثل عوائق للتصوير بالرنين المغناطيسي. مازال ينصح بالحذر مع المرضى الذين معهم مشابك الأوعية المخية. هنا، يجب تحقيق الملاءمة الجيدة للرنين المغناطيسي في كل حالة على الرغم من أن معظم المشابك المستخدمة هذه الأيام لعلاج الجمجمة تكون ملائمة للرنين المغناطيسي. كل المشابك المستخدمة

لإيقاف النزيف في الأوعية المحيطة تكون آمنة. معظم صمامات القلب المزروعة هذه الأيام تكون ملائمة للرنين المغناطيسي ونكرر مرة أخرى أن هذا يجب أن يوطد مع كل حالة على حدة.

ما تزال منظمات ضربات القلب تمثل عائقاً للتصوير بالرنين المغناطيسي لأنها تحتوي على عدد من المكونات الإلكترونية الحساسة والتي من الممكن أن تعطل وظيفتها أثناء المسح. إلكترودات المنظم تمثل بشكل هوائي ممتاز لاستقبال طاقة الراديو RF، والتي قد تؤدى إلى أزمة قلبية. وعلاوة على ذلك، فإن الإلكترودات يمكنها أن تسخن وتتسبب في حروق أو تخثر في الأوعية الدموية. إن هذا يسري أيضاً على معظم المرضى الذين لديهم منظمات مؤقتة. وعلى العكس من ذلك، فإن المرضى الذين لديهم جهاز عظمة الصدر cerclage يمكن تصويرهم بدون أي مشاكل. يجب عدم إجراء تصوير رنين مغناطيسي للمرضى الذين لديهم دعامات في الشريان التاجي حتى بعد مرور ستة أسابيع على الأقل بعد العملية. نظرياً، فإن كل الدعامات الشريانية والأوعية المحيطة المستخدمة حالياً تكون ملائمة للتصوير المغناطيسي. وعلى الرغم من ذلك، فإنه يوصى دائما بالفحص والاختبار قبل إجراء التصوير بالرنين المغناطيسي.

حتى وقت طباعة الكتاب، فإن المسح للمرضى الذين لديهم مانع لخفقان القلب داخلي أو أجهزة مساعدة للبطين الأيسر يكون ممنوعاً. المؤثرات العصبية والزراعات الأذنية يمكن اعتبارها أيضاً ممنوعة.

بالنظر للمخاطر التي تم ذكرها سابقاً، فإنه يتضح ضرورة الحصول على تاريخ شامل للمريض قبل الفحص بالتصوير المغناطيسي للتحديد بدقة لأي من هذه الموانع. تستخدم معظم المراكز استطلاعاً قياسياً للرأي للحصول على المعلومات عن المزروعات والأهداف الأخرى التي قد تتعارض مع الرنين المغناطيسي. في معظم الأحوال، يتم إجراء هذا الاستطلاع شفوياً عن طريق مقابلة المريض.

ينصح بتوخي الحذر أيضاً، في حالة المرضى الذين لديهم شرائح معدنية مطمورة أو حتى رصاصات. كقاعدة عامة، فإن المخاطر المتوقعة من هذه الأجسام الغريبة تعتمد على موقعها التشريحي في الجسم وعلى إذا ما كانت هذه المواد فروّمغناطيسية أم لا. من الممكن أن تكون الشظايا الفروّمغناطيسية خطيرة عندما توجد في مكان حرج أو حساس مثل العين، حيث من الممكن أن تدمر العصب البصري إذا تحركت أثناء المسح. إذا كان الموقف غير واضح، فإنه يجب عمل أشعة X قبل الفحص بتصوير الرنين المغناطيسي. أماكن حرجة أخرى للشظايا الفروّمغناطيسية هي المخ، والعمود الفقري، والرئتين، والأعضاء البطنية. الأجسام الغريبة في الأجزاء التشريحية الأخرى تكون آمنة ويمكن عمل مسح لها. سياستنا يجب أن تكون ملاحظة هؤلاء المرضى بعناية أكثر وسؤالهم بأن يخبرونا بأي إحساس غير عادي، خاصة أثناء تحركهم داخل قطر المغناطيس. الأسنان الصناعية تحتوي عادة على شظايا من مواد فروّمغناطيسية ولذلك يجب أن يطلب من المرضى نزع هذه الأسنان، لأنها قد تسبب مشاكل في صور الرنين المغناطيسي وليس بسبب أي خطورة قد تسببها تلك الأسنان.

قد تحدث مشاكل مع المرضى الذين لديهم وشم كبير، حيث قد تتسبب عرضياً أو صدفة في حدوث حروق. يوصى هنا بالملاحظة والعرض الخاص. وجد أيضاً أن الأسلحة الثاقبة تسبب حروقاً ويجب نزعها قبل المسح.

موضوع أمان آخر يجب اعتباره وهو التعرض للمجالات المغناطيسية المتغيرة المتولدة من ملفات الانحدار، بعض الاعتبارات تم إعلانها وهي أن هذه المجالات ممكن أن تتداخل مع التوصيلات القلبية ومن ثم تسبب أزمة قلبية. مثل هذا التأثير لم تتم ملاحظته مع شدة التدرج المستخدم في تصوير الرنين المغناطيسي الإكلينيكي في الوقت الحاضر. وعلى الرغم من ذلك، فإن أضواء عشوائية أو هلوسة ضوئية مثل الوميض الضوئي تم إرجاعها إلى هذه المجالات المتدرجة وهناك دلائل على أن مجربين للتصوير بالرنين المغناطيسي بمجالات أقوى بكثير وتدرجات أسرع قد أثارت الأعصاب المحيطة (خاصة عند إجراء التصوير بمستوى الصدى، المقطع ٥ ,٨).

هناك خلاف مستمر حول قوة تأثيرات الضرر الصحي للمجالات المغناطيسية المتغيرة على الأجنة. من المعروف أن الخلايا وهي في مرحلة الانقسام (كما في أثناء الثلاثة أشهر الأولى من الحمل) تكون حساسة للتأثيرات الفيزيائية المختلفة. وهذا هو السبب في أنه لماذا يجب أن يؤخر تصوير الرنين المغناطيسي للأجنة المتطورة حتى بعد الفصل الأول أو الثلاثة أشهر الأولى.

إن حمى الخوف من الأماكن المغلقة تمنع العديد من المرضى من إجراء فحص بالرنين المغناطيسي. يحث يحدثُ قلق نفسي أو خوف للعديد من المرضى من حجم أجهزة الرنين المغناطيسي الهائله. إن إتمام فحص الرنين المغناطيسي حتى في وجود الخوف الفردي من الأماكن المغلقة يعتمد بدرجة كبيرة على ما إذا كان الموظف أو العامل، وفي أثناء إعداد المريض للفحص، يمكن أن يبدد هذه التخوفات من خلال العناية الجيدة والمعلومات الدقيقة عن مظهر ماسح الرنين المغناطيسي. من الأمور الأخرى التي تسهل عملية مسح الرنين المغناطيسي الأدوية المسكنة، المرايا التى توضع في خلال الماسح، أو زجاج مرايا يسمح للمريض برؤية العالم الخارجي. في هذه الأيام، تتوافر الماسحات ذات القطر المفتوح بفتحة ثانية رأسية أو أفقية كبديل إضافي لتصوير المرضى الذين يعانون من الخوف من الأماكن المغلقة.

References المراجع

1- Hilfiker PR, Weishaupt D, Debatin JF (2002) Intravascular implants: Safety and artifacts. In: Arlart IP, Bongartz GM, Marchal G (eds) Magnetic resonance angiography, 2nd edn. Springer, Heidelberg Berlin, p 454

2- Edwards MB, Taylor KM, Shellock FG (2000) Prosthetic heart valves: Evaluation of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5 T. J Magn Reson Imag 12:363

3- Shellock FG (2003) Reference manual for magnetic resonance safety: 2003 edition. Amirsys, Salt Lake City

4- Elster AD, Link KA, Carr JJ (1994) Patient screening prior to MR imaging: A practical approach synthesized from protocols at 15 U.S. medical centers. Am J Radiol 162:195

5- Quirk ME, Letendre AJ, Ciottone RA, Lingley JF (1989) Anxiety in patients undergoing MR imaging. Radiology 170:463

مسرد المصطلحات
Glossary

السهم ← يدل على وجود كلمات أخرى متعلقة بالموضوع في قائمة المعاني.

الاكتساب ثلاثي الأبعاد 3D Acquisition

تقنية في التصوير الحجمي بدلا من اكتساب شرائح منفردة. يتم عن طريق إجراء تشفير للطور ← في اتجاهين (تشفير طور وتدرج في اختيار الشريحة). المميزات: نسبة إشارة لضوضاء ← عالية، شرائح رقيقة جدا يمكن الحصول عليها ، بيانات خام ممتازة للتشكيل الثاني، و 3D MRA ← .

تصوير الأوعية ثلاثي الأبعاد 3D MRA

يعتمد تصوير الأوعية على اكتساب أو تجميع البيانات ثلاثية الأبعاد. نموذجياً، يتم اكتساب حجم في أثناء مسك التنفس لمرة واحدة. التصوير الثلاثي للأوعية أصبح تقنية قياسية من تقنيات الرنين المغناطيسي لتصوير الأوعية.

معامل التعجيل Acceleration factor

في التصوير المتوازي، هو المعامل الذي تقل به خطوات تشفير الطور. معامل التعجيل يمكن أن يتراوح من ١,٠ (لا يوجد تعجيل) حتى ٣,٠-٤,٠ تقريباً.

الحماية النشطة Active shielding

تقنية احتواء أهداب أو المجالات الفرعية لمغناطيس الرنين المغناطيسي. يتكون المغناطيس ذو الحماية النشطة من مجموعة من ملفين، ملف داخلي لتوليد المجال المغناطيسي وملف خارجي ليوفر طرق عودة لخطوط المجال المغناطيسي.

التعرج Aliasing

دوران الزاوية (الطور)←

B_0

المجال المغناطيسي الأستاتيكي الخارجي لماسح الرنين المغناطيسي. شدة المجال في الرنين المغناطيسي الإكلينيكي يتراوح من ٠,٠٦٤-٣ tesla (وحتى 8T في تطبيقات التجارب).

تأثير الدم الأسود Black blood effect

فقد إشارة الدم المتدفق تتم رؤيته على صور مغازل الصدى كنتيجة للطول المعقول في أزمنة الصدى والتي في أثنائها يترك الدم المثار مستوى المسح وإعادة الطور غير المعكوس بسبب الانحدارات المختلفة.

النقاط المضيئة (الومضات) Blips

قمم تشفير الطور في تصوير صدى المستوى Echo planner imaging ←

معامل تباين بركة الدم Blood pool contrast agent

مركبات ذات وزن جزيئي عالي أو معاملات خاصة لها زمن بقاء عالي في الأوعية الدموية، والتي تنتج من حقيقة أن كبر حجمها الجزيئي يمنع أو يبطئ الانتشار الغشائي خلال جدران الشعيرات. ويسمى أيضاً معامل التباين داخل الأوعية.

الازدهار (الإزهار) Blooming

الفقد في الإشارة الذي تتم ملاحظته عند الحد الفاصل بين الكالسيوم والأنسجة على صور الـ GRE. الازدهار أو الإزهار هو تأثير لزمن *T2.

ملف الجسم Body coil

ملف ترددات الراديو RF المتكامل لماسح الرنين المغناطيسي.

البركة المربوطة Bound pool

البروتونات المربوطة Bound protons←

البروتونات المربوطة Bound protons

هي بروتونات الماء التي لا تتحرك بحرية في النسيج. إنها جزيئات دقيقة من بروتونات الماء المرتبطة بالهدرجة. بروتونات الماء المندمجة أو المرتبطة تكون محدودة في

حركتها ولذلك فإنها تتبادل طاقة أقل مع الوسط المحيط بها (الزمن الأول T^1 طويل) بينما يرفع هيكلها الثابت من التبادل بين بعضها (الزمن الثاني T^2 قصير جدا أقل من ١ , ٠ msec). وهذا هو السبب في أن البروتونات المرتبطة لا تشارك في إشارة الرنين المغناطيسي. البروتونات الحرة Free protons ← إنتقال المغنطة Magnetization transfer ← .

القيمة B B value

تدل القيمة B على مدى حساسية تتابع لتأثيرات الانتشار ولذلك فإنها تمثل قياساً للفقد المتوقع في الإشارة عند ثابت انتشار معين. إنها تحدد، مع أشياء أخرى، بشدة وتزامن نبضات الانحدار لازدواج انحدار الانتشار ونبضة العكس الذي يجعل التتابع حساساً لتأثيرات الانتشار.

ترتيب الفراغ k المركزي Centric k-space ordering

حالة من حالات تجميع البيانات والتي فيها لا يتم ملء الفراغ k بطريقة خطية ولكن من المركز وفي اتجاه المحيط باستخدام مسار حلزوني (التطبيق التجاري لهذه التقنية هو CENTRA أو الترتيب المنحني المركزي للفراغ k).

الإزاحة الكيميائية Chemical shift

إنها تشرح حقيقة أن التردد الرنيني للبروتونات يتغير مع الوسط الجزيئي. الأهمية القصوى للإزاحة الكيميائية في تصوير الرنين المغناطيسي الإكلينيكي تكون بين بروتونات الماء والدهون. كنتيجة للإزاحة الكيميائية، فإن بروتونات الدهون والماء التي تتواجد معاً في نفس وحدة الحجم يمكن أن تكون في نفس الطور، بمعنى أن متجه

المغنطة العمودي لكل منهما يجمع مع بعضهما، أو في طور عكسي بمعنى أن متجه المغنطة لهما يكون في اتجاهين متضادين. هذه الظاهرة يمكن استخدامها للتفريق بين الأنسجة الدهنية (انخفاض في الإشارة في الصور المكتسبة بينما الماء والدهون في طور عكسي) من الأنسجة الأخرى (لا يوجد فقد في الإشارة في صور الطور العكسي).

مشاكل الإزاحة الكيميائية Chemical shift artifact

خطأ في التحديد المكاني بين إشارة الدهون والماء في اتجاه التشفير الترددي تتم رؤيته كأشرطة بيضاء أو داكنة عند المواقع التي تتجاور فيها الدهون والماء بجانب بعضهما (مشاكل الإزاحة الكيميائية من النوع الأول). مشاكل الإزاحة الكيميائية من النوع الثاني تظهر بوضوح الفقد في الإشارة الناتج من تأثير إلغاء الطور في صور صدى الانحدار GRE التي يتم الحصول عليها عندما تكون الدهون والماء في تضاد طوري.

الملف Coil

مكون من مكونات ماسح الرنين المغناطيسي يستخدم لإرسال نبضات ترددات الراديو RF و/ أو يستقبل إشارات الرنين المغناطيسي.

مصفوفة الملفات Coil array

ترتيبه من عدة ملفات سطحية موضوعة بجوار بعضها للتجميع المتزامن للإشارة في التصوير المتوازي.

نسبة التباين للضوضاء Contrast to noise ratio (CNR)

مقياس لمقدرة التفريق بين هيكلين تشريحين متجاورين في صور الرنين المغناطيسي اعتماداً على شدة إشارتهما بالنسبة لضوضاء الصورة.

مشاكل تشابك الخطوط Crisscross artifacts

تسمى أيضاً مشاكل عظمة سمكة الرنكة. وهي مشاكل تحدث بسبب معالجة البيانات أو خطأ تركيب. يمكن التخلص منها في العادة عن طريق إعادة تكوين الصورة.

التداخل Cross talk

تداخل ينتج من الإثارة غير المتوقعة للشرائح المجاورة التي تتداخل عند حوافها نتيجة الإطار غير الكامل وغير المستطيل للشريحة.

تقنية ديكسون Dixon technique

تقنية تصوير بالرنين المغناطيسي لإعادة تركيب صور الدهون والماء اعتماداً على الإزاحة الكيميائية ← بين الدهون والماء.

بوابة راسم القلب الكهربائي ECG gating

تقنية تصوير بالرنين المغناطيسي التي تكتسب بيانات أثناء طور معين فقط من كل دورة قلبية (مثلا الانقباض أو الانبساط) (البوابة gating ←).

تصوير مستوى الصدى Echo planar imaging (EPI)

تقنية انحدار صدى تستخدم انحدار التشفير الترددي ← الفائق السرعة لتوليد تتابع يصل إلى ١٢٨ انحدار صدى. لذلك فإن تصوير مستوى الصدى EPI ينشط اكتساب صورة واحدة في أقل من ١٠٠ ملي ثانية.

زمن الصدى Echo time (TE)

الفترة الزمنية بين إثارة النظام المغزلي وتجميع إشارة الرنين المغناطيسي. زمن الصدى يكون هو السائد في تحديد كمية تباين الزمن الثاني T2 للصورة الناتجة.

طول تتابع الصدى Echo train length (ETL)

عدد عينات الصدى في كل زمن تكرار TR عند استخدام تتابع صدى مغزلي سريع← .

التيارات الدوامية Eddy currents

تيارات كهربية تنتج عندما يتم فتح وقفل الانحدار. هذه التيارات تسبب انخفاضاً في الإشارة في مدى صورة الرنين المغناطيسي.

زمن الصدى الفعال Effective echo time

في تتابع الصدى المغزلي السريع FSE، هو الزمن بين نبضة الإثارة والزمن الذي يحدد أساساً تباين الزمن الثاني T2 لأنه ينتج أقوى إشارة.

EPI

Echo planar imaging ← تصوير مستوى الصدى.

زاوية إرنست Ernst angle

زاوية الانقلاب flip angle ← التي تتولد عندها أقصى إشارة عند زمن TE و زمن TR معي .

زاوية الإثارة Excitation angle

زاوية الانقلاب ← .

التعويذة أو الرقية Exorcist

خواريزم تعويضي يتم تطبيقه لتقليل الشبح Ghosting ← الناتج عن التنفس، من هنا تمت له تسمية التعويذة.

معامل تباين خارج الخلية Extracellular contrast agent

مركب يذوب في الماء، ذو وزن جزيئي خفيف يكون له توزيع في فراغات الأوعية والفراغات الفاصلة في الجسم بعد حقنة. معظم معاملات التباين لصور الرنين المغناطيسي في الاستخدامات الإكلينيكية هذه الأيام تتبع مجموعة مركبات الجادولين (III).

تتابع الصدى المغزلي السريع Fast spin echo sequence (FSE)

تتابع الصدى المغزلي ← يسير بسرعة غير عادية ، يعرف أيضاً بالصدى المغزلي التوربيني أو RARE. هذه التقنية تقصر زمن المسح عن طريق توليد حتى ١٦ صدىً مع تتابع من نبضات بزاوية طور ١٨٠ درجة. تتابعات الصدى المغزلي السريع FSE لها نفس جودة الصورة مثل تتابعات الصدى العادية وتكون سريعة تقريباً مثل سرعة تتابعات صدى الانحدار GRE.

التشبع السريع Fast saturation

(تشبع الدهون Fat sat ، وإخماد الدهون fat suppression) هي تقنيات متاحة لإلغاء الإشارة من الأنسجة الدهنية.إحدى تقنيات إخماد الدهون تستخدم نبضة تردد

راديو RF يتم إزاحة ترددها ٢٢٠ هرتز (عند ١,٥ T) حيث تشبع انتقائيا بروتونات الدهون (تشبع الدهون الاختياري أو الانتقائي). بطريقة أخرى، يمكن تحقيق إخماد الدهون عن طريق استخدام إزاحة كيميائية ← بين الدهون والماء أو عن طريق استخدام تتابع STIR.

الفرّومغناطيسية Ferromagnetism

خاصية من خواص المواد ، مثل الحديد ، لتكون دائمة المغنطة . المواد القابلة للمغنطة يمكن أن تشوه المجال المغناطيسي تشويها واضحاً وتسبب فقداً كبيراً في إشارة صور الرنين المغناطيسي.

FFE

صدى المجال السريع Fast field echo ، تتابع الصدى الانحداري ← .

مجال الرؤية Field of view (FOV)

المساحة التشريحية التي تتم تغطيتها في الصورة. مجال الرؤية يكون عادة مربعاً، على الرغم من أن مجال الرؤية المربع ← يمكن اختياره لتقليل زمن المسح. مجال الرؤية الصغير يحسن من التباين المكاني للصورة ولكن يقلل من نسبة الإشارة للضوضاء ← .

FLAIR

(الاستعادة المعكوسة للسوائل المخمدة Fluid attenuated inversion recovery) شكل آخر لتتابع الاستعادة المعكوسة الذي يعتمد على تتابع صدى سريع

ويستخدم زمن عكس طويل جداً. هذا التتابع يستخدم أساساً في التصوير الإشعاعي للأعصاب لأنه يخمد تماما الإشارة من السائل المخي ولذلك يحسن من اكتشاف المناطق المريضة التي يكون من اصعب تفريقها من أنسجة المخ المحيطة.

زاوية الانقلاب Flip angle

(زاوية الإثارة، أو زاوية النبضة). هي الزاوية التي تنحرف بها المغنطة عند إثارة النظام المغزلي بنبضة راديو RF. يمكن تغيير الزاوية بحرية عن طريق تغيير شدة وزمن نبضة الإثارة المطبقة. زاوية الانقلاب التي مقدارها ٩٠ درجة تتسبب في انحراف كل المغنطة الطولية (Mz) إلى المستوى العمودي (المستوى xy). تكون الزاوية دائما ٩٠ درجة في تتابع الصدى المغزلي ← بينما يمكن اكتساب تتابع الصدى الانحداري ← بزوايا انقلاب مختلفة، مثلاً ٣٠ درجة. زاوية الانقلاب تحدد كمية وزن الزمن T1 في صورة الرنين المغناطيسي.

محول فورير Fourier transform

عملية حسابية نحتاج إليها لإعادة تشكيل صور الرنين المغناطيسي من البيانات الخام. يحلل محول فورير إشارة الرنين المغناطيسي المقاسة إلى ترددها الطيفي. في صور الرنين المغناطيسي الطبية، يتم استخدام محول فورير ثنائي الأبعاد وثلاثي الأبعاد (2D FT, 3D FT) لإعادة تشكيل الصور.

FOV

مجال الرؤية ← .

تصوير الصدى الجزئي Fractional echo imaging

هي تقنية تستخدم لتقليل زمن المسح . فقط نصف (أو أكثر قليلا من النصف) خطوط الفراغ k في اتجاه تشفير التردد يتم ملؤها. الاكتساب الجزئي للفراغ ← k.

الاضمحلال الذاتي الحر Free induction decay (FID)

الفقد في الإشارة الذي يحدث عند ثابت زمني مميز T2* بدون أي تأثير خارجي.

البروتونات الحرة Free protons

تتفاعل البروتونات الحرة (البروتونات في الماء الحر) باستمرار مع الوسط المحيط بها (الزمن الأول T1 قصير) ولكن تتفاعل نادرا مع بعضها (الزمن الثاني T2 طويل). فقط البروتونات الحرة هي التي تشارك في إشارة الرنين المغناطيسي. البروتونات المرتبطة ← Bound protons ، انتقال المغنطة Magnetization transfer ← .

التشفير الترددي Frequency encoding

هو جزء من التشفير المكاني spatial encoding à لإشارة الرنين المغناطيسي. في أثناء أخذ عينات الصدى، يتم بدأ مجال انحداري في اتجاه واحداً مما ينشر ترددات السبق المختلفة إلى المغازل النووية في هذا الاتجاه. بهذه الطريقة، يتم الحصول على طيف من الترددات الرنينية بدلا من تردد واحد (محول فورير ←). تخدم معلومات التردد في تحديد مركبات الإشارة الفردية في الفراغ على طول الانحدار.

انحدار التشفير الترددي Frequency encoding gradient

هو المجال الانحداري الذي يتم فتحه في أثناء تجميع إشارة الرنين المغناطيسي، ولذلك يسمى أحياناً انحدار قراءة الخرج. تتم الحاجة إليه للتشفير الترددي ← لإشارة الرنين المغناطيسي.

FSE

تتابع الصدى المغزلي السريع Fast spin echo sequence ← .

عمل بوابة Gating

هي تقنية لتوافق التصوير بالرنين المغناطيسي مع الدورة التنفسية أو القلبية. عمل بوابة مع المخطط الكهربي للقلب ECG تخدم في تقليل المشاكل التي تسببها حركة القلب. يتم ذلك عن طريق بدأ المسح مع الموجة R للمخطط الكهربي للقلب ECG، وبذلك يتم تجميع البيانات في نفس الدورة القلبية مع كل اكتساب.

حصول الشبح Ghosting

خطأ في التشفير ينتج عنه ضوضاء تنتشر خلال القلب والمنطقة الأمامية أو المضاعفة في الهيكل التشريحي مثل الأورطى في اتجاه تشفير الطور. هذه المشاكل تحدث نموذجيا من تدفق نبضي، وبصورة أقل تكرارية عن طريق ضربات القلب أو التنفس.

مشاكل جبس Gibb's artifact

مشاكل القطع أو البتر Truncation artifact ← .

الانحدار Gradient

يحدد شدة التغير في كمية معينة في اتجاه مكاني محدد. يقصد بانحدار المجال المغناطيسي في التصوير بالرنين المغناطيسي بأنه التغير الخطى في شدة المجال المغناطيسي المتولد في اتجاه المحاور x أو y أو z للمجال المغناطيسي الثابت. هذه الانحدارات نحتاج إليها لاختيار الشريحة (انحدار اختيار الشريحة Slice selection gradient ➔) والتشفير المكاني Spatial encoding ➔ ويتم توليدها باستخدام ملفات خاصة مبنية داخل الماسح. بمعنى أكثر شمولية، فإن تعبير الانحدار يستخدم أيضا للدلالة على ملفات الانحدار.

تتابع الصدى الانحداري (Gradient scho sequence (GRE

هو تتابع نبضات يختلف عن تتابع الصدى المغزلي Spin echo sequence à في أنه لا يتم تطبيق نبضة إعادة التركيز ١٨٠ درجة. عدم تجانس المجال المغناطيسي والفروق في الزاوية الموجودة بسبب الانحدار لا يتم تعويضها ويتم اضمحلال إشارة الرنين المغناطيسي مع الزمن T2* بدلاً من الزمن الثاني T2. المميزات: زمن مسح أقصر.

GRASE

(الانحدار والصدى المغزلي Gradient and spin echo) هو تتابع نبضي مهجن يربط بين تتابع صدى مغزلي سريع ➔ وتصوير الصدى المستوى ➔ Echo planar imaging. يتم توليد العديد من الأصداء المغزلية، ولكل صدى مغزلي SE، يتم اكتساب العديد من الأصداء الانحدارية. المميزات: زمن مسح قصير وتباين أعلى (كما في تتابع الصدى المغزلي ➔). العيوب: تقنياً يتطلب وقتاً ومجهوداً، ومازالت طريقته الإكلينيكية غير واضحة.

GRE

تتابع الصدى الانحداري gradient echo sequence ➔ .

الغازات المستقطبة Hyperpolarized gases

هو معامل تباين للرنين المغناطيسي للتوضيحات الخاصة. يتم إنتاجها عن طريق استقطاب الليزر للمغازل النووية في الغازات الخاملة (مثل الهيليوم ٣، والزينون ١٢٩).

تصوير الأوعية بالتدفق الداخل Inflow angiography

تصوير الأوعية بزمن الطيران Time of fight angiography ➔ .

تأثير التدفق الداخل Inflow effect

(التحسين المتعلق بالتدفق) وهو يصف حقيقة أن تتابعات الصدى الانحداري السريعة ➔ توضح الدم المتدفق إلى داخل شريحة المسح بإشارة لامعة بينها الأنسجة الساكنة تظهر داكنة نتيجة التشبع Saturation ➔ .

التوافق الطوري In phase

الإزاحة الكيميائية Chimical shifts ➔ .

صورة الوزن البيني أو المتوسط Intermediate weighted image

صورة كثافة وزن البروتون Proton density weighted image ➔ .

الفراغ بين الشرائح Interslice gap

هو المسافة بين أقرب الحواف لشريحتين متجاورتين.

معامل تباين داخل الأوعية Intravascular contrast agent

معامل تباين بركة الدماء Blood pool contrast agent ← .

تتابع استعادة العكس Inversion recovery sequence

(تتابع IR) تتابع صدى مغزلي مع نبضة عكس إضافية ١٨٠ درجة تسبق نبضة الإثارة وإعادة التركيز العادية (زمن العكس Inversion time ←). يتم استخدام تتابعي IR بكثرة في تصوير الرنين المغناطيسي الإكلينيكي وهما STIR ← و FLAIR ← .

زمن العكس الأول (Inversion time (TI

الفترة الزمنية بين نبضة العكس ١٨٠ درجة ونبضة الإثارة ٩٠ درجة في تتابع استعادة العكس ← . الزمن الأول TI يمكن اختياره لتصفير الإشارة من نسيج محدد مثل الدهون، حيث يتم ذلك عن طريق تطبيق نبضة راديو RF عندما تكون مغنطة هذا النسيج بصفر.

IR

استعادة العكس ← Inversion recovery (تتابع استعادة العكس).

المركز المنظور Isocenter

هو المركز الهندسي للمجال المغناطيسي الأساسي لأي ماسح رنين مغناطيسي، حيث لا تتأثر شدة المجال بأي واحد من الثلاثة انحدارات.

الفراغ-k k space

هو الفراغ الحسابي لتخزين البيانات الخام المقاسة قبل إعادة تشكيل صورة الرنين المغناطيسي عن طريق تطبيق محول فورير ← ثنائي الأبعاد 2D وثلاثي الأبعاد 3D. الخطوط المتوسطة في الفراغ k هي المؤثرة في تحديد تباين الصورة بينما الخطوط المحيطة تحدد أساساً تحليل الصورة المكاني.

تردد لارمور Larmor frequency

هو التردد الذي تسبق عنده المغازل المجال المغناطيسي. الدقة أو التردد الرنيني يتناسب مع شدة المجال المغناطيسي المطبق .

التراخى الطولى Longitudinal relaxation

تراخي الزمن الأول T1 ← T1 relaxation .

القابلية المغناطيسية Magnetic susceptibility

مقياس لأي مدى يمكن أن يصبح النسيج أو أي مادة ممغنطة عندما توضع في مجال مغناطيسي خارجي.

تحول المغنطة Magnetization transfer

إنه يصف تحول تشبع المغنطة من بروتونات الجزيئات الضخمة (الماكرو) المرتبطة إلى البروتونات الحرة. هذه الظاهرة تقلل شدة الإشارة من الماء الحر.

المصفوفة Matrix

هي شبكة ثنائية الأبعاد تتكون من صفوف وأعمدة حيث يمثل كل مربع فيها بكسل (عنصر صورة pixel). تحدد المصفوفة عدد البكسلات المكونة للصورة.

MIP

(الإسقاط الأعظم للشدة Maximum intensity projection) هو تقنية لإعادة تشكيل الصورة والذي يرشح الإشارات ذات الشدة العالية ويسقطهم على مستوى واحد.

تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي MR angiography

تقنية رنين مغناطيسي، تستخدم تتابعات تحقق تبايناً جيداً بين الأوعية والأنسجة لتوليد صور أوعية بالرنين المغناطيسي. تصوير الأوعية بتباين الطور Phase contrast angiography ← ، تصوير الأوعية بزمن الطيران Time of flight angiography ← ، تصوير الأوعية ثلاثي الأبعاد 3D MRA ← .

تصوير المفاصل بالرنين المغناطيسي MR arthrography

تقنية رنين مغناطيسي لتصوير المفاصل، تتم بالاستخدام الداخلي لمحلول الجادولينيوم المخفف تحت الكشف الفلوري. معامل التباين يوسع فراغ المفصل، وبذلك يحسن من تقييم الهياكل الداخلية ومن ثم تشخيص أي خلل في المفصل.

الملاح Navigator

تقنية من تقنيات الرنين المغناطيسي لإخماد المشاكل الناتجة عن حركة الجهاز التنفسي حيث يستخدم أصداء إضافية (أصداء الملاحة) لاكتشاف التغير في موضع الحجاب الحاجز. تتم إعادة الهيكلة لصور الرنين المغناطيسي بعد ذلك باستخدام البيانات المكتسبة عندما يكون الحجاب الحاجز في وضع معين. باستخدام تقنية الملاح يمكن إجراء التصوير القلبي بينما يتنفس المريض بحرية.

معامل التباين السالب Negative contrast agent

هو معامل تباين للرنين المغناطيسي يحسن التباين عن طريق الفقد الاختياري للإشارة في أنسجة معينة تقوم بتراكم المعامل. المعاملات السالبة تستخدم عادة مواد بارا مغناطيسية أو فائقة المغناطيسية. البارامغناطيسية Paramgnetism ← ، فائقة المغناطيسية Supermagnetism ← .

NEX, NSA

(عدد الإثارات Number of excitations, NEX ، وعدد متوسطات الإشارة Number of signal averages). تدل على كيفية تكرار قياس الإشارة من شريحة معينة لكل تشفيرة طور. الزيادة في عدد الإثارات NEX يحسن نسبة الإشارة إلى الضوضاء ← .

الزاوية المعاكسة Opposed phase

الإزاحة الكيميائية ← .

تضاد الزاوية Out of phase

الإزاحة الكيميائية ← .

تأثير التدفق الخارج Outflow effect

تأثير الدم الأسود Black blood effect ← .

التصوير المتوازي Parallel imaging

تقنية للتصوير السريع بالرنين المغناطيسي عن طريق التجميع المتزامن للإشارة باستخدام العديد من ملفات السطح الموضوعة جنباً إلى جنب.

البارامغناطيسية Paramagnetism

أحد خواص المواد التي تتمغنط عند تعرضها لمجال مغناطيسي خارجي، وينتج عنها زيادة موضعية في المجال المغناطيسي. من الأمثلة النموذجية لهذه المواد المعدن أيون الجادولينيوم الثلاثي Gd^{3+}، والذي يستخدم كوسط تباين للرنين المغناطيسي. عند استخدام تركيزات ضعيفة منه، فإن هذا المركب يقصر الزمن الأول T1 ولذلك فإنه يعمل كمعامل تباين موجب ← . عند التركيزات العالية، فإن مركبات الجادولينيوم تسبب فقد في الإشارة نتيجة عدم التجانس الموضعي للمجال المغناطيسي. القابلية المغناطيسية ← ، الاكتساب الجزئي للفارغ k ← .

تصوير فورير الجزئي Partial Fourier imaging

تقنية لملأ الفراغ k والتي فيها يتم أخذ عينات لأزيد من نصف خطوط الفراغ k بقليل في اتجاه تشفير الطور والخطوط غير المملوءة يتم إقحامها أو استنتاجها. لذلك

فإن زمن المسح يقل بحوالي ٥٠٪ بينما تكون المقدرة التحليلية نفسها وأما الضوضاء فتزداد قليلاً. الاكتساب الجزئي للفراغ ← k.

الاكتساب الجزئي للفراغ k Partial k space acquisition

معنى عام لتقنيات مختلفة تستخدم لتقليل زمن المسح عن طريق العينات الغير كاملة لخطوط الفراغ k. مجال الرؤية المستطيل Rectangular FOV ← ، تصوير فورير الجزئي ← ، تصوير الصدى الجزئي ← .

تأثير الحجم الجزئي Partial volume effect

فقد التباين عند الحدود الفاصلة بين نسيجين متجاورين بشدة إشارة مختلفة بسبب المقدرة التحليلية غير الكافية عندما يكون كل من النسيجين في نفس وحدة الحجم فوكسل.

الطور أو الزاوية Phase

الزاوية التي يختلف بها متجه المغناطيس الدوار لمغزل في المستوى xy عن الزاوية في المتجه الثاني.

تصوير الأوعية بتباين الطور Phase contrast angiography

تقنية تطبق انحدار زائد لتشفير سرعة المغازل المتدفقة (مثلاً في الدم المتدفق). تصوير الأوعية بتباين الطور عبارة عن تقنية تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي ← تسمح بالقياس الدقيق لسرعة تدفق الدم.

المميزات: يمكن جعل التتابع حساساً لسرعات تدفق مختلفة عن طريق المستخدم، تسمح التقنية بالتحديد الكمي لسرعة التدفق.

العيوب: زمن مسح أطول نتيجة الانحدارات الإضافية والقياسات المنفصلة لكل اتجاه يتم جعل التتابع حساساً له، التدفق النبضي يسبب مشاكل.

ملفات متجه الطور Phased array coils

تركيبة من الملفات تتكون من العديد من ملفات السطح تستخدم متزامنة لتحسين جودة الصورة. مثل هذه المصفوفة تجمع الإشارة من ملف السطح مع مجال الرؤية لملف الجسم وتنشط الاكتساب للصور بمقدرة تحليلية أعلى للأعضاء العميقة داخل الجسم مثل الأعضاء الحوضيه.

تشفير الطور Phase encoding

جزء من التشفير المكاني ← . يتم عن طريق فتح انحدار لينتج إزاحات طوريه مختلفة للمغازل في الشريحة المثارة على حسب موضعهم على طول الانحدار. يمكن بذلك تحديد المواضع المكانية عن طريق كمية محددة من إزاحة الطور.

انحدار تشفير الطور Phase encoding gradient

الانحدار الذي يتم تشغيله لتشفير الطور ← أثناء قراءة إشارة الرنين المغناطيسي.

دوران الطور Phase wrapping

ظاهرة تحدث عندما يكون جزء من الهيكل التشريحي الذي نهتم به ممتداً خارج مجال الرؤية المحدد حيث يتم دورانها أو لفها ويتم التوقيع المكاني الخطأ لها في الجانب المقابل للصورة.

البكسل Pixel

عنصر ثنائي الأبعاد من الصورة تتكون منه المصفوفة Matrix ← .

معامل التباين الموجب Positive contrast agent

معامل تباين موجب للرنين المغناطيسي يحسن التباين عن طريق تحسين الإشارة، ومن ثم يجعل النسيج يظهر لامعاً. معظم معاملات الرنين المغناطيسي الموجبة تقصر الزمن T1.

النبضة السابقة Prepulse

التشبع المسبق Presaturation ← .

التشبع المسبق Presaturation

التشبع المغناطيسي الاختياري لنسيج معين عن طريق تطبيق نبضة راديو إضافية (ما قبل النبضة أو نبضة سابقة) مباشرة قبل نبضة الإثارة لتوليد الإشارة. يتم إجراء التشبع المسبق للتخلص من المشاكل أو إخماد إشارة الدم اختيارياً (خارج مستوى المسح) ولزيادة الوزن بالزمن الأول T1 (خلال مستوى المسح).

الصور الموزونة بكثافة البروتونات Proton density weighted images

الصور الموزونة بكثافة البروتونات (صور بكثافة البروتونات PD)، موزونة الكثافة، أو صور الرنين المغناطيسي متوسطة الوزن هي صور يتحدد تباينها أساساً عن طريق كثافة البروتونات في النسيج المصور. يتم اكتساب هذه الصور باستخدام

زمن تكرار معقول الطول (للتقليل من تأثير الزمن الأول T1) وزمن صدى معقول القصر (لتقليل تأثير الزمن الثاني T2). صور بكثافة البروتونات PD لها نسبة إشارة إلى الضوضاء عالية ← . معامل نموذجي مركب للحصول على صور بكثافة البروتونات PD هو TR/TE=2000/20 msec.

القمع Quench

الفقد المفاجئ للمغنطة الفائقة مع انهيار في المجال المغناطيسي.

R1 and R2

الاسترخائيات : R1=1/T1 و R2=1/T2 ، والوحدة : ($sec\ mol/l^{-1}$).

قراءة الخرج Readout

أخذ عينات من إشارة الرنين المغناطيسي.

قراءة خرج الانحدار Readout gradient

انحدار التشفير الترددي ← .

عرض مجال المستقبل Receiver bandwidth

هو طيف ترددات المغازل المسجلة في تصوير الرنين المغناطيسي أثناء قراءة الخرج.

مجال الرؤية المستطيل Rectangle FOV

هي تقنيات الاكتساب الجزئي للفراغ k ← التي تأخذ عينات لعدد أقل من خطوط الفراغ k في اتجاه تشفير الطور. يستخدم مجال الرؤية المستطيل لتقليل زمن المسح بالمقارنة مع الاكتساب الكامل ويتم إجراؤه على حساب الانخفاض البسيط في نسبة الإشارة إلى الضوضاء ← .

منطقة الاهتمام Region of interest (ROI)

ترمز إلى مساحة صغيرة في النسيج الذي تم اختياره، لقياس شدة الإشارة كمثال.

الاسترخائية Relaxivity

ترمز إلى قابلية المادة لتغيير زمن الاسترخاء في أحد الأنسجة، تستخدم أساساً لوصف تأثير معامل تباين الرنين المغناطيسي على T1 (R1) و T2(R2). يتم إعطاؤه عادة كاسترخائية مولية ويتغير مع درجة الحرارة وشدة المجال.

زمن التكرار Repetition time (TR)

الفترة الزمنية بين إثارتين متعاقبتين لنفس الشريحة. عن طريق تغيير زمن التكرار TR، يمكن للمستخدم أن يحدد كمية تباين الزمن الأول T1 في الصورة الناتجة.

التردد الرنيني Resonance frequency

هو التردد الذي يحدث عنده الرنين، وهو يقابل تردد لارمور في البروتونات.

التعويض التنفسي (Respiratory compensation (Resp comp)

خواريزم يقلل من مشاكل الحركة التنفسية عن طريق تزامن المسح مع الدورة التنفسية. تعرف أيضاً بالرقية أو التعويذة Exorcist ← .

البوابة التنفسية Respiratory gating

يتم المسح أثناء طور معين في الدورة التنفسية (أثناء الشهيق أو الزفير مثلاً). يتم إجراؤه باستخدام حزام تنفسي لمراقبة المعدل التنفسي.

مشاكل الحلقات Ringing artfact

مشاكل القطع أو البتر Truncation artifact ← .

زمن الارتفاع Rise time

عامل أو ثابت يصف أداء الانحدار. إنه الزمن المأخوذ للوصول إلى أقصى مقدار للانحدار.

SAR

(معدل الامتصاص النوعي Specific absorption rate) هو مقياس لكمية الطاقة الموضوعة عن طريق نبضة الراديو RF على كتلة معينة من النسيج. الطاقة المطبقة أثناء تجربة رنين مغناطيسي تؤدي إلى تسخين النسيج، والتي يجب ألا تتعدى حد تشبع معين يحدد في الإرشادات الرسمية.

التشبع Saturation

يتسبب التشبع المغناطيسي في فقد في الإشارة عندما يكون زمن التكرار ← قصيراً لعدم وجود زمن كافي للاستعادة الكاملة للمغنطة بين إثارتين. يمكن معالجة ذلك عن طريق تقليل زاوية الانقلاب ← أو تتابع الصدى الانحداري ← .

زمن المسح Scan time

يُعرف أيضاً بزمن اكتساب الصورة. زمن الاكتساب هو المفتاح للكفاءة الاقتصادية لماسح الرنين المغناطيسي ويتحدد بعدد خطوات تشفير الطور، وعدد الإثارات (Nex ←)، وزمن التكرار ← وطول قطار أو تتابع الصدى ← .

الوميض Shimming

تصحيح عدم تجانس المجال المغناطيسي.

نسبة الإشارة للضوضاء Signal to noise ratio (SNR)

مقياس لجودة الصورة يعبر عنه بالعلاقة بين شدة الإشارة والضوضاء الموجودة في الصورة.

معدل التباطوء Slew rate

معامل أو ثابت يصف أداء الانحدار، يحدد على أنه مقدار الانحدار الأعظم مقسوماً على زمن الارتفاع ← .

انحدار اختيار الشريحة Slice selection gradient

تجميع بيانات يتطلب الإثارة الاختيارية لشريحة، والتي تتم عن طريق تطبيق انحدار اختيار الشريحة.

SNR

نسبة الإشارة للضوضاء ← .

التشفير المكاني Spatial encoding

كل القياسات التي تحتاج إليها لتحديد المواضع المكانية للمكونات المختلفة في إشارة الرنين المغناطيسي. التشفير المكاني يشتمل على ← تشفير الطور ← وتشفير التردد .

الغزل أو الدوران المغزلي Spin

خاصية أساسية في كل الجزيئات الأساسية تقريباً (البروتونات، والنيوترونات، والإلكترونيات). الدوران المغزلي يدل على الخواص المغناطيسية التي تنتج من العزم الزاوي لجزيء ومن ثم تتعلق بقابليته للمرور في رنين مغناطيسي نووي. نظرياً، كل النويات الدوارة يمكن استخدامها للتصوير بالرنين المغناطيسي (الفوسفوري أو الفلوري مثلاً) بينما نواة الهيدروجين، والتي تتكون من بروتون واحد، تستخدم في تصوير الرنين المغناطيسي الإكلينيكي نتيجة وفرتها في الأنسجة الحيوية.

تتابع الصدى المغزلي Spin echo sequence (SE)

التتابع النبضي الأكثر استخداماً في تصوير الرنين المغناطيسي الإكلينيكي العادي. إنه يتكون من نبضة إثارة بزاوية انقلاب ٩٠ درجة تماماً والتي يتبعها نبضة راديو RF

١٨٠ درجة لإعادة تجميع المغازل بعد التشتت الطوري الذي يحدث بسبب تأثير الزمن الثاني T2. إنه تتابع نشيط وغير حساس لعدم التجانس في المجال المغناطيسي والانحدار ولكنه محدود بزمن مسح طويل.

SPIO

(جزيئات أكسيد الحديد فائقة البارامغناطيسية Superparamagnetic iron oxide particles) جزيئات النانو من أكسيد الحديد التي تستخدم أساساً كوسط تباين RES في تصوير الكبد. جزيئات الـ SPIO لها قطر أكبر من الـ USPIO ← .

SPIR

(التشبع المسبق للطيف مع استعادة العكس Spectral presaturation with inversion recovery) تحديداً ، الـ SPIR ليس تتابعاً رنيناً مغناطيسياً كاملاً ولكنه مجرد نبضة سابقة ١٨٠ درجة تستخدم للاختيار الترددي وتعكس مغنطة الدهون فقط. يمكن ربطه مع تتابعات أخرى لاكتساب صور الدهون المشبعة.

الإفساد Spoiling

تقنية لإعادة الطور للمغزل تستخدم بالاشتراك مع تصوير صدى الانحدار GRE. تتابع صدى الانحدار GRE المفسد عبارة عن تتابع نبضات يتم فيه تطبيق انحدار إفساد أو نبضة راديو RF للإفساد وذلك لتدمير المغنطة المستعرضة قبل تطبيق نبضة الإثارة التالية. تستخدم تتابعات صدى الانحدار GRE المفسدة لإنتاج الصور الموزونة بالزمن الأول T1 أو الزمن *T2.

SSFP

(حالة استقرار الدقة الحرة Steady state free precession) تقنية GRE تشارك فيها المغنطة الطولية والمستعرضة في إشارة الرنين المغناطيسي ويتم تحديد التباين عن طريق العلاقة بين الزمن الأول T1 والزمن الثاني T2. من أمثلة تتابعات الـ SSFP الـ FISP ، والـ FIESTA الحقيقية، والـ FFE المتوازن.

STIR

(استعادة العكس لقيم الزمن الأول TI القصيرة Short TI inversion recovery) تتابع لاستعادة العكس ← يستخدم لإخماد الإشارة من الدهون، ويتم ذلك عن طريق اختيار زمن العكس بحيث يتم تطبيق نبضة راديو RF ٩٠ درجة عندما تمر مغنطة الدهون خلال الصفر. هذه التقنية تخمد كل الإشارات من الأنسجة التي لها زمن T1 قصير مثل الدهون.

فائقة البارا مغناطيسية Superparamagnetism

بارا مغناطيسية Paramagnetism ← فائقة (١٠ حتى ١٠٠٠ ضعف). كمثال على المواد فائقة البارا مغناطيسية المستخدمة كمعامل تباين للرنين المغناطيسي هي جزيئات النانو لمادة أكسيد الحديد. يمكن استخدامها كمعامل تباين سالب ← .

مشاكل القابلية Susceptibility artifact

فقد الإشارة الناتج عن قابلية النسيج أو أي مادة أخرى للمغنطة.

T1

ثابت زمني نوعي للأنسجة لتراخي الزمن الأول T1 ← والذي يعتمد على شدة المجال المغناطيسي، B_0، ويكون في المدى من واحد إلى عدة ثواني عند شدة مجال 1.5T.

تراخي الزمن الأول T1

يسمى أيضا تراخي شبكة المغزل والتراخي الطولي. إنها تشير إلى عودة المغازل المثارة إلى حالة الاتزان أو استعادة المغنطة الطولية وتكون مصحوبة بنقل الطاقة إلى الأوساط المحيطة.

الصورة الموزونة بالزمن الأول T1 — T1 weighted image (T1w)

هي صور الرنين المغناطيسي التي يتحدد تباينها أساساً (وليس فقط !) عن طريق الزمن الأول T1. يتم الحصول على الوزن بالزمن الأول T1 عن طريق ضم زمن التكرار القصير مع زمن الصدى القصير (لتقليل تأثيرات الزمن الثاني T2). كمثال TR/Te=500/20 msec. الأنسجة التي لها زمن T1 قصير تظهر لامعة بينما تظهر الأنسجة التي لها زمن T1 طويل داكنة.

T2

ثابت زمني نوعي للأنسجة خاص بتراخي الزمن الثاني T2 ← . يقع مداه حتى عدة مئات من الملي ثانية ولا يعتمد على شدة المجال المغناطيسي.

تراخى الزمن الثاني T2

يسمى أيضاً التراخي من مغزل لمغزل والتراخي المستعرض. إعادة طور المغازل ينتج من التراخي من مغزل لمغزل وتبادل الطاقة بينهما. لا يوجد نقل للطاقة للوسط المحيط.

الصور الموزونة بالزمن الثاني T2 T2 weighted image (T2w)

هي صور الرنين المغناطيسي التي يعتمد تباينها أساساً على الزمن الثاني T2. يتم الحصول على الزمن الثاني T2 عن طريق دمج زمن تكرار طويل (لتقليل تأثيرات الزمن الأول T1) مع زمن صدى طويل. كمثال: TR /TE = 2000/ 80 msec. الأنسجة التي لها زمن تكرار TR طويل تظهر لامعة في الصور الموزونة بالزمن الثاني T2 بينما تظهر الأنسجة التي لها زمن تكرار TR قصير داكنة.

T2*

ثابت زمني لتراخي T2* ← .

تباين الزمن T2* T2* contrast

هو تباين صورة ينتج من ثابت الاضمحلال النوعي لزمن T2* للأنسجة الحيوية المختلفة. التباين T2* لصور صدى الانحدار GRE يمكن التعامل معه عن طريق تغيير زمن الصدى (TE).

تراخي الزمن T2* T2* relaxation

كل العمليات التي تساهم في تغير الطور المغزلي. تراخي الزمن T2* يشمل على التراخي النقي من مغزل لمغزل (تراخي الزمن الثاني T2 ←) وتأثير عدم تجانس المجال المغناطيسي الثابت. تطبيق نبضة راديو RF ١٨٠ درجة لا يمكن أن تعكس تراخي الزمن الثاني T2 نفسه ولكن فقط فقد التوافق الطوري نتيجة عدم تجانس المجال الثابت. تتابع الصدى المغزلي ← .

TI

زمن العكس ← .

تصوير الأوعية بزمن الطيران Time of flight (TOF) angiography

(التدفق الداخل في تصوير الأوعية) هو تقنية تصوير رنين مغناطيسي تعتمد على تأثير التدفق الداخل ← . إنه مناسب جدا لتصوير الأوردة بينما تصوير الشرايين بزمن الطيران مازال يعوقه مشاكل. التباين المحسن 3D MRA ← هو الاختيار المفضل لتصوير الشرايين.

التحليل الزمني لتصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي Time resolved MRA

إن عبارة التحليل الزمني لتصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي تستخدم الآن لإظهار الدراسة الديناميكية لتوزيع وسط التباين في النظام الدوري. يتم إجراء مثل هذه الدراسة الديناميكية عن طريق تصوير المنطقة الوعائية بتكرار وسرعة بعد استخدام جرعة واحدة لمعامل التباين. صور الأوعية الدموية بالرنين المغناطيسي المأخوذة بهذه الطريقة تمثل أطواراً مختلفة لتوزيع وسط تباين متقدم.

TIRM

(مقدار استعادة العكس التوربيني) Turbo inversion recovery magnitude ←FLAIR .

التراخى المستعرض Transverse relaxation

تراخي الزمن الثاني T2 ← .

تتابع FISP الحقيقي True FISP sequence

تتابع انحدار صدى ← تتحدد فيه كثافة الإشارة في حالة الاستقرار عن طريق النسبة T2/T1.

مشاكل القطع أو البتر Truncation Artifact

(مشاكل جبس Gibb's artifact، أو مشاكل التسرب الطيفي spectral leakage artifact) مشاكل القطع أو البتر هي خطوط لامعة أو داكنة تتم رؤيتها متوازية أو متجاورة مع الحدود أو الحواف التي عندها تغيرات حادة في الشدة، كما في الحدود بين الـ CSF اللامعة والعمود الفقري الداكن في الصور الموزونة بالزمن الثاني T2. في الحبل الشوكي تحاكي هذه المشاكل الأنبوب syrinx. يمكن ملاحظة ذلك أيضاً في أماكن أخرى في السطح بين المخ/ القبة calvarium. تتعلق هذه المشكلة بخطوات التشفير المحددة المستخدمة في محول فورير لإعادة تشكيل الصورة.

TSE

(الصدى المغزلي التوربيني Turbo spin echo) ← تتابع الصدى المغزلي السريع.

USPIO

(جزيئات أكسيد الحديد الفائقة المغناطيسية الفائقة الصغر Ultrasmall superparamagnetic iron oxide particles) هي جزيئات نانو صغيرة جداً من أكسيد الحديد تستخدم كمعاملات تباين نوعية لتصوير العقد الليمفاوية بالرنين المغناطيسي.

الفوكسل أو وحدة الحجم Voxel

عنصر حجمي يعبر عنه بالبكسل ← في صور الرنين المغناطيسي ذات البعدين، حجم الفوكسل يحدد نسبة الإشارة للضوضاء ← والتحليلية المكانية.

الملء بالصفر Zero filling

تقنية للملء غير الكامل للفراغ k. الأجزاء التي لم يتم أخذ عيناتها مباشرة في الفراغ k يتم ملؤها بأصفار. بهذه الطريقة، يتم تشكيل مصفوفات أكبر عن طريق الإقحام. تقنيات الملء بالصفر تستخدم لتشكيل الصور في تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي.

ثبت المصطلحات

أولاً: (عربي- إنجليزي)



test bolus	اختبار المضغة
oversampling	أخذ العينات المفرط
Fat suppression	إخماد الدهون
outer sphere relaxation	استرخاء الكرة الخارجية
inner sphere relaxation	استرخاء الكرة الداخلية
MR signal	إشارة الرنين المغناطيسي
multiple overlapping thin slab acquisition (MOTSA)	اكتساب الشرائح الرقيقة ذات التداخل المتعدد
linear k-space acquisition	اكتساب الفراغ k الخطى
Tilted optimized non-saturating excitation (TONE)	الإثارة غير المشبعة المثالية المائلة
chemical shift	الإزاحة الكيميائية
blooming	الازدهار (الإزهار)
double inversion recovery	الاسترجاع مزدوج الانعكاس

relaxivity	الاسترخائية
inversion recovery (IR)	الاستعادة العكسية
Short TI inversion recovery (STIR) T1	الاستعادة العكسية للزمن القصير
fluoroscopic triggering	الإطلاق الفلوروسكوبى
blood oxygen level-dependent (BOLD)	الاعتماد على مستوى الأوكسجين في الدم
paramagnetic	البارا مغناطيسية
automatic triggering	البدء أو الإطلاق الآلي
proton	البروتون
pixel	البكسل
bioeffects	التأثيرات الحيوية
contrast	التباين
hybrid sequence	التتابع المهجن
cross-talk	التداخل
Tractography	التراكتوجراف (مخطط المسلك)
presaturation	التشبع المسبق، ما قبل التشبع
frequency encoding	التشفير الترددي
spatial encoding	التشفير المكاني
arterial spin labeling (ASL)	التصنيف المغزلي للشرايين
cine phase-contrast imaging	التصوير السينمائي بتباين الطور
cardiac imaging	التصوير القلبي
parallel imaging	التصوير المتوازي
diffusion-weighted imaging (DWI)	التصوير الموزون بالانتشار
perfusion-weighted imaging (PWI)	التصوير الموزون بالرش (PWI)
chemical shift imaging	التصوير بالإزاحة الكيميائية
Functional magnetic resonance imaging (fMRI)	التصوير بالرنين المغناطيسي الوظيفي fMRI

التصوير بالصدى المستوي	Echo planar imaging (EPI)
التصوير بمتجه الانتشار	diffusion tensor imaging (DTI)
التعرج	aliasing
التعويذة أو الرقية	exorcist
التغليف أو الحجب النشط	active shielding
التفاف الطور	phase wrapping
التقام خلوي	endocytosis
التيارات الدوامية	eddy current
الحجم الجزئي	partial volume
الخطوط المتشابكة أو عظمة السمكة	crisscross or herringbone
الخوف من الأماكن المظلمة	claustrophobia
الدقة	Precession
الدوران داخل الكبد	enterohepatic
الزاوية السحرية	magic angle
الشبكية البلورية	crystal lattic
الصدى المتعدد	multiecho
الصدى المغزلي	spin echo (SE)
الصدى المغزلي السريع (التوربينيى)	Fast (turbo) spin echo (FSE)
الصدى المغزلي السريع ذو الطلقة الواحدة	single-shot fast spin echo (SSFSE)
الطور	phase
الطولي	longitudinal (T1)
العزم الزاوي	angular momentum
العزم المغناطيسي	magnetic moment
الغلاف الإلكتروني	electron shell
الفراغ k-	k-space
القابلية	susceptibility

magnetic susceptibility	القابلية المغناطيسية
B-value	القيمة- b
proton density (PD)	الكثافة البروتونية
elliptical centric	المركز البيضاوي أو الأهليليجي
transverse	المستعرض
artifacts	المشاكل
Magnetization	المغنطة
zipper	المنزلق أو السحاب
blips	النقاط المضيئة (الومضات)
intermediate-weighted	الوزن المتوسط
safety	أمان
radiofrequency absorption	امتصاص ترددات الراديو
Magnetization transfer	انتقال المغنطة
gradient	انحدار
isotropic	ايزوتروبي، متناحي (موحد الخواص)

ت

outflow effect	تأثير التدفق الخارج
Inflow effect	تأثير التدفق الداخل
tissue contrast	تباين الأنسجة
spiral sequence	تتابع حلزوني
fiber tracking	تتبع الألياف
spoiling	تخريب
decay of transverse	تداعي الاستعراض
Free induction decay (FID)	تداعي حثي حر FID
relaxation	تراخي

Precession frequency	تردد الدقة
Larmor frequency	تردد لارمور
saturation	تشبع
spectral presaturation with inversion recovery (SPIR)	التشبع المسبق الطيفي مع الاستعادة العكسية
phase encoding	تشفير الطور
angiography	تصوير الأوعية الدموية
Time-resolved MR angiography	تصوير الأوعية بالتحليل الزمني
MR angiography (MRA)	تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي
phase-contrast (PC) angiography	تصوير الأوعية بتباين الطور
bright blood imaging	تصوير الدم المضيء
multislice imaging	تصوير الشرائح المتعددة
high-field MR imaging	تصوير بالرنين المغناطيسي ذات المجال العالي
contrast-enhanced MR	تصوير بالرنين المغناطيسي محسن بالتباين
keyhole imaging	تصوير ثقب المفتاح
myocardial perfusion imaging	تصوير عضلة القلب بالرش
partial Fourier imaging	تصوير فورير الجزئي
flow compensation	تعويض التدفق
navigator technique	تقنية الملاح
Dixon technique	تقنية ديكسون
phase coherence	توافق الطور
bolus timing	توقيت المضغة

ث

three-dimensional (3D)	ثلاثي الأبعاد
two-dimensional (2D)	ثنائي الأبعاد



جزيئات أكسيد الحديد فائقة البارا مغناطيسية	Superparamagnetic iron oxide particles (SPIO)

ح

حالة الاستقرار للتقدم الحر	steady-state free precessing (SSFP)
حديد عضلة القلب	myocardial iron
حركية الدواء	pharmacokinetic
حلزوني	spiral

خ

خارج الخلية	extracellular
خاص بالغدد الليمفاوية	lymph node-specific
خاص بالكبد	liver-specific

د

داخل الأوعية	intravascular

ر

رسم المخ	brain mapping

ز

زاوية إرنست	Ernst angle
زاوية الإثارة	excitation angle
زاوية الانقلاب	flip angle
زمن الاكتساب	acquisition time
زمن التراخي	relaxation time
زمن التكرار	repetition time (TR)

Echo time (TE)	زمن الصدى
effective echo time	زمن الصدى الفعال
rise time	زمن الصعود
inversion time (TI)	زمن العكس أو الانقلاب
scan time	زمن المسح

س

polysaccharide	سكريات متعددة
slice thickness	سمك الشريحة

ش

gradient strength	شدة الانحدار
magnetic field strength	شدة المجال المغناطيسي
oral	شفوي أو عن طريق الفم
radicals	شقوق، جذور

ص

gradient echo (GRE)	صدى الانحدار

ض

myocardial perfusion	ضخ عضلة القلب

ط

Echo train length (ETL)	طول تتابع الصدى

ع

spasmolytic	عامل مهدئ
number of excitations (NEX)	عدد الإثارات
number of acquisitions	عدد الاكتسابات
receiver bandwidth	عرض أو اتساع مجال المستقبل

غ

غاز عالي القطبية	hyperpolarized gas
غير متجانس	inhomogeneous
غير موحد الخواص -اللاتناحي، الانيزوتروبي	anisotropic

ف

فائقة البارا مغناطيسية	superparamagnetic
فراغ بين الشرائح	interslice gap
فرفرينات	porphyrins
فرّومغناطيسية	ferromagnetic

ق

قمع، إخماد	quench

م

متجه المغنطة الكامل	net magnetization vector (NMV)
مجال الرؤية	field of view
مجال رؤية مربع	rectangular field of view
محبة للدهون	lipophilic
محول فورير	Fourier transform
مركز مماثل	isocenter
مصفوفة	matrix
مصفوفة ملف الاستقبال	receiver coil array
معادلة لارمور	Larmor equation
معامل الانتشار الظاهري	apparent diffusion coefficient (ADC)
معامل التباين	contrast agents

acceleration factor	معامل التعجيل
Velocity encoding parameter (VENC)	معامل تشفير السرعة
blood pool contrast agents	معاملات تباين بركة الدماء
specific absorption rate (SAR)	معدل الامتصاص النوعي
resistive magnet	مغناطيس المقاومة
permanent magnet	مغناطيس دائم
superconducting magnet	مغناطيس فائق التوصيلية
body coil	ملف الجسم
surface coil	ملف السطح
radiofrequency (RF) coil	ملف ترددات الراديو

ن

radiofrequency (RF) pulse	نبضة ترددات الراديو
signal-to-noise ratio (SNR)	نسبة الإشارة للضوضاء
contrast to noise ratio (CNR)	نسبة التباين للضوضاء
gradient system	نظام الانحدار
Radiofrequency system	نظام ترددات الراديو

و

tumor	ورم

ثانياً: (إنجليزي- عربي)

A

acceleration factor	معامل التعجيل
acquisition time	زمن الاكتساب
active shielding	التغليف أو الحجب النشط
aliasing	التعرج
angiography	تصوير الأوعية الدموية
angular momentum	العزم الزاوي
anisotropic	غير موحد الخواص - اللاتناحي، الانيزوتروبي
apparent diffusion coefficient (ADC)	معامل الانتشار الظاهري
arterial spin labeling (ASL)	التصنيف المغزلي للشرايين
artifacts	المشاكل
automatic triggering	البدء أو الإطلاق الآلي

B

bioeffects	التأثيرات الحيوية
blips	النقاط المضيئة (الومضات)
blood oxygen level-dependent (BOLD)	الاعتماد على مستوى الأوكسجين في الدم
blood pool contrast agents	معاملات تباين بركة الدماء
blooming	الازدهار (الإزهار)
body coil	ملف الجسم
bolus timing	توقيت المضغة
brain mapping	رسم المخ
bright blood imaging	تصوير الدم المضيء
B-value	القيمة- b

C

cardiac imaging	التصوير القلبي
chemical shift	الإزاحة الكيميائية
chemical shift imaging	التصوير بالإزاحة الكيميائية
cine phase-contrast imaging	التصوير السينمائي بتباين الطور
claustrophobia	الخوف من الأماكن المظلمة
contrast	التباين
contrast agents	معامل التباين
contrast to noise ratio (CNR)	نسبة التباين للضوضاء
contrast-enhanced MR	تصوير بالرنين المغناطيسي محسن بالتباين
crisscross or herringbone	الخطوط المتشابكة أو عظمة السمكة
cross-talk	التداخل
crystal lattic	الشبكية البلورية

D

decay of transverse	تداعي الاستعراض
diffusion tensor imaging (DTI)	التصوير بمتجه الانتشار
diffusion-weighted imaging (DWI)	التصوير الموزون بالانتشار
Dixon technique	تقنية ديكسون
double inversion recovery	الاسترجاع مزدوج الانعكاس

E

Echo planar imaging (EPI)	التصوير بالصدى المستوي
Echo time (TE)	زمن الصدى
Echo train length (ETL)	طول تتابع الصدى
eddy current	التيارات الدوامية
effective echo time	زمن الصدى الفعال

electron shell	الغلاف الإلكتروني
elliptical centric	المركز البيضاوي أو الأهليليجي
endocytosis	التقام خلوي
enterohepatic	الدوران داخل الكبد
Ernst angle	زاوية إرنست
excitation angle	زاوية الإثارة
exorcist	التعويذة أو الرقية
extracellular	خارج الخلية

F

Fast (turbo) spin echo (FSE)	الصدى المغزلي السريع (التوربينيى)
Fat suppression	إخماد الدهون
ferromagnetic	فرّومغناطيسية
fiber tracking	تتبع الألياف
field of view	مجال الرؤية
flip angle	زاوية الانقلاب
flow compensation	تعويض التدفق
fluoroscopic triggering	الإطلاق الفلوروسكوبى
Fourier transform	محول فورير
Free induction decay (FID)	تداعي حثي حر FID
frequency encoding	التشفير الترددي
Functional magnetic resonance imaging (fMRI)	التصوير بالرنين المغناطيسي الوظيفي fMRI



gradient	انحدار
gradient echo (GRE)	صدى الانحدار

gradient strength	شدة الانحدار
gradient system	نظام الانحدار

H

high-field MR imaging	تصوير بالرنين المغناطيسي ذات المجال العالي
hybrid sequence	التتابع المهجن
hyperpolarized gas	غاز عالي القطبية

I

Inflow effect	تأثير التدفق الداخل
inhomogeneous	غير متجانس
inner sphere relaxation	استرخاء الكرة الداخلية
intermediate-weighted	الوزن المتوسط
interslice gap	فراغ بين الشرائح
intravascular	داخل الأوعية
inversion recovery (IR)	الاستعادة العكسية
inversion time (TI)	زمن العكس أو الانقلاب
isocenter	مركز مماثل
isotropic	ايزوتروبي، متناحي (موحد الخواص)

K

keyhole imaging	تصوير ثقب المفتاح
k-space	الفراغ -k

L

Larmor equation	معادلة لارمور
Larmor frequency	تردد لارمور

linear k-space acquisition	اكتساب الفراغ k الخطي
lipophilic	محبة للدهون
liver-specific	خاص بالكبد
longitudinal (T1)	الطولي
lymph node-specific	خاص بالغدد الليمفاوية

M

magic angle	الزاوية السحرية
magnetic field strength	شدة المجال المغناطيسي
magnetic moment	العزم المغناطيسي
magnetic susceptibility	القابلية المغناطيسية
Magnetization	المغنطة
Magnetization transfer	انتقال المغنطة
matrix	مصفوفة
MR angiography (MRA)	تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي
MR signal	إشارة الرنين المغناطيسي
multiecho	الصدى المتعدد
multiple overlapping thin slab acquisition (MOTSA)	اكتساب الشرائح الرقيقة ذات التداخل المتعدد
multislice imaging	تصوير الشرائح المتعددة
myocardial iron	حديد عضلة القلب
myocardial perfusion	ضخ عضلة القلب
myocardial perfusion imaging	تصوير عضلة القلب بالرش



navigator technique	تقنية الملاح
net magnetization vector (NMV)	متجه المغنطة الكامل

number of acquisitions	عدد الاكتسابات
number of excitations (NEX)	عدد الإثارات

O

oral	شفوي أو عن طريق الفم
outer sphere relaxation	استرخاء الكرة الخارجية
outflow effect	تأثير التدفق الخارج
oversampling	أخذ العينات المفرط

P

parallel imaging	التصوير المتوازي
paramagnetic	البارا مغناطيسية
partial Fourier imaging	تصوير فورير الجزئي
partial volume	الحجم الجزئي
perfusion-weighted imaging (PWI)	التصوير الموزون بالرش (PWI)
permanent magnet	مغناطيس دائم
pharmacokinetic	حركية الدواء
phase	الطور
phase coherence	توافق الطور
phase encoding	تشفير الطور
phase wrapping	التفاف الطور
phase-contrast (PC) angiography	تصوير الأوعية بتباين الطور
pixel	البكسل
polysaccharide	سكريات متعددة
porphyrins	فرفرينات
Precession	الدقة
Precession frequency	تردد الدقة

presaturation	التشبع المسبق، ما قبل التشبع
proton	البروتون
proton density (PD)	الكثافة البروتونية

Q

quench	قمع، إخماد

R

radicals	شقوق، جذور
radiofrequency (RF) coil	ملف ترددات الراديو
radiofrequency (RF) pulse	نبضة ترددات الراديو
radiofrequency absorption	امتصاص ترددات الراديو
Radiofrequency system	نظام ترددات الراديو
receiver bandwidth	عرض أو اتساع مجال المستقبل
receiver coil array	مصفوفة ملف الاستقبال
rectangular field of view	مجال رؤية مربع
relaxation	تراخي
relaxation time	زمن التراخي
relaxivity	الاسترخائية
repetition time (TR)	زمن التكرار
resistive magnet	مغناطيس المقاومة
rise time	زمن الصعود

S

safety	أمان
saturation	تشبع
scan time	زمن المسح
Short TI inversion recovery (STIR) T1	الاستعادة العكسية للزمن القصير

signal-to-noise ratio (SNR)	نسبة الإشارة للضوضاء
single-shot fast spin echo (SSFSE)	الصدى المغزلي السريع ذو الطلقة الواحدة
slice thickness	سمك الشريحة
spasmolytic	عامل مهدئ
spatial encoding	التشفير المكاني
specific absorption rate (SAR)	معدل الامتصاص النوعي
spectral presaturation with inversion recovery (SPIR)	التشبع المسبق الطيفي مع الاستعادة العكسية
spin echo (SE)	الصدى المغزلي
spiral	حلزوني
spiral sequence	تتابع حلزوني
spoiling	تخريب
steady-state free precessing (SSFP)	حالة الاستقرار للتقدم الحر
superconducting magnet	مغناطيس فائق التوصيلية
superparamagnetic	فائقة البارا مغناطيسية
Superparamagnetic iron oxide particles (SPIO)	جزيئات أكسيد الحديد فائقة البارا مغناطيسية
surface coil	ملف السطح
susceptibility	القابلية

T

test bolus	اختبار المضغة
three-dimensional (3D)	ثلاثي الأبعاد
Tilted optimized non-saturating excitation (TONE)	الإثارة غير المشبعة المثالية المائلة

Time-resolved MR angiography	تصوير الأوعية بالتحليل الزمني
tissue contrast	تباين الأنسجة
Tractography	التراكتوجراف (مخطط المسلك)
transverse	المستعرض
tumor	ورم
two-dimensional (2D)	ثنائي الأبعاد



Velocity encoding parameter (VENC)	معامل تشفير السرعة



zipper	المنزلق أو السحاب

كشاف الموضوعات

أ

اختبار المضغة ١١٥
إخماد الدهون ٨٧
الإزاحة الكيماوية ٨٧، ١٨٠، ١٩٠
الاسترجاع مزدوج الانعكاس ١١٩
الاسترخاء ١٤٨
الالتفاف ١٧٨
استهداف الأورام ١٦٣
إشارة الرنين المغناطيسي ٦
الإطلاق الفلوروسكوبى ١١٥
التفاف الطور ١٧٨
الانحدار ٢٩، ٣٠
انتقال المغنطة ٢٧
الانحلال (التداعي) الحثي الحر ١٣

ب

البارامغناطيسية ١٤٠
البدء أو الإطلاق الآلي ١١٥
البروتون ١
البكسل ٤٠

ت

تأثير التدفق الخارج ٦٦
تأثيرات T2* ١٣
التأثيرات الحيوية ١٩٣
التباين ١٥
تباين T1 ١١٥
تباين T2* ٧٢، ١٣٨
تتبع الألياف ١٢٧
تحسين متأخر ١٣٧
تداخل ٤٣
تداعى الاستعراض ١٣
تدفق ١٧٧
تراخي T1 ٣٥، ٣٦

تراخي T2 ١٠
تراكتوجراف ١٢٧
تردد الدقة ٥
تردد لارمور ٤
تشبع ٢٢
تشبع مسبق ٢٦، ١٧٨
تشفير ترددي ٢٩
تشفير طور ٣٠
تشفير مكاني ٢٩
تصوير الأوعية الدموية ١٠٠، ١١٧
تصوير الأوعية بالتحليل الزمني ١٢٠
تصوير الأوعية بتباين الطور ١١٩
تصوير أوعية الدم الأسود
بالرنين المغناطيسي ١٧٧
تصوير الرنين المغناطيسي
بالمجال العالي ١٨٩
تصوير السينمائي بتباين الطور ١٠٥
تصوير الشرائح المتعددة ٤١، ٦٧
تصوير قلبي ١٣١
تصوير موزون بالانتشار ١٢١
تصوير موزون بالرش ١٢١
تصوير بالدم الفاتح ١٠٠
تصوير بالصدى المستوى ٨١، ٩٤
تصوير بمتجه الانتشار ١٢٤
تصوير ثقب المفتاح ١٢٢
تصوير عضلة القلب بالرش ١٣٥
تصوير فورير الجزئي ٤٧
تعويض التدفق ١٧٨
تغليف نشط ٥٩
تفاعل بين مغزل ومغزل ١٢
تقنية الملاح ١٣٤
تقنية ديكسون ٩٠
توافق الطور ١٠
توقيت المضخة ١١٥
تيارات دوامية ٨٤، ١٨٥

ث

ثلاثي الأبعاد ٣٥
ثنائي الأبعاد ٣٤

ج

جزيئات أكسيد الحديد
الفائقة البارامغناطيسية ١٦١

ح

حالة الاستقرار للتقدم الحر ١٣٤
الحجم الجزئي ١٨٥
الحركة ١٧٥

خ

خاص بالغدد الليمفاوية ١٦٢

خاص بالكبد ١٥٩
خطوط متشابكة أو عظمة السمكة ١٨٦
الخوف من الأماكن المظلمة ١٩٦

د

داخل الأوعية ١٥٧
دقة ٢٨
ديكسون ٩٠

ر

رسم المخ ١٢٨

ز

زاوية إرنست ٢٦
زاوية الانقلاب ٢٥
الزاوية السحرية ١٨
زمن الاكتساب ٤٤
زمن التكرار ٦
زمن الصدى ١٨، ١٩
زمن الصدى الفعال ٨٤
زمن العكس أو الانقلاب ٢٦

ش

شدة المجال المغناطيسي ٥٠
شرط الرنين ٦

ص

صدى الانحدار ٧٠، ١٣٦
الصدى المتعدد ٧٤، ٧٩
الصدى المغزلي السريع (التوربيني) ٧٨
الصور الموزونة بـ T1 ١٥

ض

ضخ عضلة القلب ١٣٥

ط

طول تتابع الصدى ٧٨

ع

عدد الإثارات ٤٩
عرض مجال المستقبل ٤٠
عزم زاوي ٢
عزم مغناطيسي ٢

غ

غاز عالي القطبية ١٦٥
غير موحد الخواص ١٢٥

ف

فائقة البارامغناطيسية ١٤٠
الفراغ- k ٣٦، ٩٤
الفرّو مغناطيسية ١٤٠

ق

القابلية ١٤٧، ١٨٣
القطع (الرنين، جبس) ١٨٤
القمع ٥٧
القيمة- B ١٢٧

ك

الكثافة لبروتونية ١٥

ل

لمعان T2 ١٣١

م

متجه المغنطة الكامل ٦
مجال الرؤية ٤٤
محول فورير ٣٣
مركز بيضاوي ١١٩
مشاكل ١٧٥
مشكلة الالتفاف ٩٥
مصفوفة ٤٠
معادلة لارمور ٤
معامل الانتشار الظاهري ١٢٧
معامل التباين ١٣٩
معامل التعجيل ٩٥، ٢٠٠
معامل تباين بركة الدماء ١٥٧
معامل تشفير السرعة ٨٠
معدل الامتصاص النوعي ١٩١
مغناطيس ٥٦
مغناطيس دائم ٥٧
مغناطيس المقاومة ٥٧
مغناطيس فائق التوصيلية ٥٧
مغنطة ٦
ملف الأنشطة الداخلية ٥٠
ملف الجسم ٥٠
ملف السطح ٥١
ملف ترددات الراديو ٥٠
منزلق أو سحاب ١٨٦
موحد الخواص- متناحي ١٢١
موزونة بكثافة البروتونات ٢٢

ن

نبضة ترددات الراديو ٦
نسبة الإشارة للضوضاء ٩٥
نظام ترددات الراديو ٦٠

و

وزن بـ T1 ١٦
وزن بـ T2 ١٥، ١٨
وميض ٥٧



www.ksu.edu.sa

ردمك: ٣-٧٢٤-٥٥-٩٩٦٠-٩٧٨
ISBN: 978-9960-55-724-3